

# **CATHI**

## **Catheter Instruction System**

**Ein virtuelles Ausbildungs- und  
Trainingssystem für Kardiologen**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades  
eines Doktors der Naturwissenschaften  
der Universität Mannheim

vorgelegt von  
Dipl.-Phys. Ulrike Kornmesser, geb. Höfer  
aus Leverkusen

Mannheim, 2003

Dekan: Professor Dr. Jürgen Potthoff, Universität Mannheim  
Referent: Professor Dr. Reinhard Männer, Universität Mannheim  
Korreferent: Professor Dr. Horst Halling, Forschungszentrum Jülich GmbH

Tag der mündlichen Prüfung: 2. Februar 2004

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Motivation und Ziele</b>	<b>5</b>
2.1	Der Herzkathetereingriff . . . . .	6
2.2	Trainingssysteme in der Medizin - Diskussion . . . . .	8
2.2.1	Vorteile von Trainingssystemen . . . . .	9
2.2.2	Nachteile von Trainingssystemen . . . . .	10
2.2.3	Zukunft . . . . .	11
2.2.4	Evaluierung . . . . .	11
<b>3</b>	<b>Grundlagen</b>	<b>13</b>
3.1	Physik der Röntgenstrahlung . . . . .	13
3.1.1	Röntgenstrahlung . . . . .	14
3.1.2	Aufbau der Röntgenröhre . . . . .	14
3.1.3	Photoeffekt . . . . .	16
3.1.4	Streuung . . . . .	18
3.1.5	Simulation der Röntgenstrahlung . . . . .	18
3.1.6	Einfluß der Spannung . . . . .	19
3.1.7	Detektor und Bilderzeugung . . . . .	19
3.1.8	Röntgenprojektionssimulation . . . . .	22
3.2	Hydrodynamische Grundlagen . . . . .	23
3.2.1	Gesetzmäßigkeiten der Strömung . . . . .	23
3.2.2	Viskosität . . . . .	24
3.2.3	Laminare und turbulente Strömungen . . . . .	25
3.2.4	Strömungswiderstände im Röhrensystem . . . . .	26
3.2.5	Blutflußsimulation . . . . .	27
3.3	Die Anatomie des Herzens . . . . .	27
3.3.1	Gefäßversorgung des Herzens . . . . .	28
3.3.2	Versorgungstypen . . . . .	29
3.4	Der Blutkreislauf . . . . .	30
3.5	Angiographie/Angiokardiographie . . . . .	31
3.6	Atherosklerose . . . . .	31
3.7	Koronarstenosen . . . . .	32

3.8	Interventionelle Untersuchungsmethoden . . . . .	34
3.8.1	Herzkatheter . . . . .	34
3.8.2	Führungsdrähte . . . . .	36
3.8.3	Rechtsherzkatheter . . . . .	36
3.8.4	Linksherzkatheter . . . . .	36
3.8.5	Ballondilatation . . . . .	36
3.8.6	Stentimplantation . . . . .	38
3.9	Das Herzkatheterlabor . . . . .	39
3.9.1	Die Anlage . . . . .	39
3.9.2	Das Röntgensystem . . . . .	42
3.9.3	Der Monitor . . . . .	44
3.9.4	Der Kardiologe . . . . .	45
3.9.5	Röntgenkontrastmittel . . . . .	46
3.9.6	Auswahl geeigneter Projektionen . . . . .	48
3.9.7	Komplikationen . . . . .	49
3.9.8	Erfolgskontrolle . . . . .	51
3.10	Die Herzkatheterintervention . . . . .	51
3.10.1	Geschichte . . . . .	51
3.10.2	Daten rund um die <i>PTCA</i> . . . . .	52
3.11	Qualitätssicherung in der Medizin . . . . .	54
3.12	Neuere interventionelle Verfahren . . . . .	54
3.12.1	Direktionale Atherektomie . . . . .	54
3.12.2	Laserangioplastie . . . . .	55
3.12.3	Rotationsangioplastie . . . . .	56
3.12.4	Bypass . . . . .	56
3.13	Die Zukunft . . . . .	56
3.13.1	Computertomographie . . . . .	57
3.13.2	Kernspintomographie . . . . .	58
3.13.3	Ultraschall . . . . .	59
3.14	Biplane 3D-Rekonstruktion . . . . .	60
3.14.1	Korrespondenzproblematik . . . . .	61
3.14.2	Punktrekonstruktion . . . . .	62
3.14.3	Generalisierter Schnittpunkt . . . . .	64
3.14.4	Querschnittsrekonstruktion . . . . .	65
3.14.5	Ergebnisse der Rekonstruktion . . . . .	66
3.15	Physikalische Modelle für Draht und Katheter . . . . .	67
<b>4</b>	<b>Stand der Forschung</b>	<b>69</b>
4.1	Zusammenhang zwischen Komplikationen und Anzahl der Eingriffe . . . . .	69
4.2	Ausbildungsmodelle in der Medizin . . . . .	70
4.2.1	Bücher/Fachliteratur/Videos . . . . .	70
4.2.2	Anatomische Präparate . . . . .	71
4.2.3	Mechanische Modelle . . . . .	71

4.2.4	Tierversuche . . . . .	71
4.2.5	Ausbildung am Patienten . . . . .	74
4.3	Der Flugsimulator . . . . .	75
4.3.1	Das Prinzip des Flugsimulators . . . . .	76
4.3.2	Grundlegende Prinzipien . . . . .	77
4.3.3	Erkenntnisse über den Flugsimulator . . . . .	78
4.4	Trainingssysteme in der Medizin . . . . .	81
4.4.1	Fullscale-Simulatoren . . . . .	82
4.4.2	Tasktrainer in der Medizin . . . . .	83
4.5	Intervaskuläre Simulatoren . . . . .	84
4.5.1	daVinci/ICard/NeuroCath . . . . .	87
4.5.2	ICTS/VIST . . . . .	88
4.5.3	AccuTouch Endovascular Simulator . . . . .	90
4.5.4	SimSuite . . . . .	91
<b>5</b>	<b>Das Konzept</b>	<b>93</b>
5.1	Motivation . . . . .	93
5.2	CATHI - ein neues Konzept . . . . .	93
5.3	Trainingsablauf . . . . .	94
5.3.1	Diagnostik . . . . .	94
5.3.2	Therapie . . . . .	95
5.4	Realisierungsansatz . . . . .	96
5.4.1	Aufbau - Überblick . . . . .	96
5.4.2	Datengewinnung . . . . .	103
<b>6</b>	<b>Aufbau des CathI-Systems</b>	<b>105</b>
6.1	Patientenmodell . . . . .	105
6.1.1	Datengewinnung . . . . .	105
6.1.2	Beschreibung des Gefäßbaums . . . . .	106
6.1.3	Gefäßsegmente . . . . .	108
6.1.4	3D-Koronarmodell . . . . .	109
6.1.5	Dynamisches 3D-Koronarmodell . . . . .	109
6.1.6	Stenosenmodell . . . . .	111
6.1.7	Blutfluß . . . . .	111
6.1.8	Kontrastmittelfluß . . . . .	112
6.1.9	Patientenkörper . . . . .	114
6.1.10	Führungsdraht und Ballonkatheter . . . . .	114
6.1.11	Ballonkatheterpositionierung . . . . .	117
6.2	Katheterlabor . . . . .	118
6.2.1	Transformationsmatrizen . . . . .	118
6.2.2	Darstellung auf dem Monitor . . . . .	122
6.3	Benutzerinteraktion . . . . .	129
6.3.1	Tastatur- und Joystickbenutzung . . . . .	129

6.3.2	Originale Eingabeinstrumente . . . . .	130
6.3.3	KEKS - Katheter Eingabe Kontroll System . . . . .	132
6.4	Benutzerführung . . . . .	134
6.4.1	Die Menüleiste . . . . .	136
6.4.2	Gespeicherte Daten . . . . .	146
6.5	Selektion der Materialparameter . . . . .	147
<b>7</b>	<b>Ergebnisse und Diskussion</b>	<b>149</b>
7.1	Zusammenfassung des CathI-Systems . . . . .	149
7.2	Benutzerinteraktion . . . . .	150
7.2.1	Druckmessung . . . . .	153
7.2.2	Durchflußmessung . . . . .	153
7.2.3	Bewegungstracking . . . . .	154
7.3	Simulation . . . . .	155
7.4	Benutzerführung . . . . .	157
7.5	Erste Ergebnisse . . . . .	158
7.6	Beurteilung erfahrener Kardiologen . . . . .	160
7.7	Grenzen der Simulation . . . . .	162
7.8	Vergleich des CathI-Systems mit anderen Systemen . . . . .	163
<b>8</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>167</b>
8.1	Zusammenfassung . . . . .	167
8.2	Ausblick . . . . .	169
<b>A</b>	<b>Strahlenschutz</b>	<b>171</b>
A.1	Strahlendosis . . . . .	171
A.2	Biologische Strahlenwirkung . . . . .	172
A.3	Dosisflächenprodukt . . . . .	173
A.4	Strahlenschutz . . . . .	173
<b>B</b>	<b>Koordinatensysteme</b>	<b>175</b>
B.0.1	Modelltransformation . . . . .	175
B.0.2	Ansichtstransformation . . . . .	175
B.0.3	Projektionstransformation . . . . .	176
B.0.4	Viewport-Transformation . . . . .	176
B.1	Koordinatentransformation . . . . .	176
B.1.1	Translation . . . . .	176
B.1.2	Rotation . . . . .	176
B.1.3	Skalierung . . . . .	177
B.1.4	Verkettung von Transformationen . . . . .	177
B.2	Homogene Koordinaten . . . . .	178

# Abbildungsverzeichnis

1.1	Todesursachen 2001 . . . . .	2
2.1	Beispielbilder für günstige und ungünstige Projektionen . . . . .	7
3.1	Optischer Brennfleck in Abhängigkeit zum Anodenwinkel . . . . .	15
3.2	Bremsspektrum . . . . .	16
3.3	Verlauf des Schwächungskoeffizienten . . . . .	20
3.4	Temperaturabhängigkeit der Viskosität von Wasser . . . . .	24
3.5	Das Koronargefäßsystem . . . . .	28
3.6	Verschiedene Kathetertypen . . . . .	35
3.7	Ballonkatheter . . . . .	37
3.8	Herzkatheterlabor . . . . .	40
3.9	Abbildung des Bildverstärkers . . . . .	43
3.10	Darstellung des Bildes auf dem Monitor . . . . .	43
3.11	Zentralprojektion . . . . .	45
3.12	Atherektomiekatheter . . . . .	55
3.13	Röntgenbild . . . . .	60
3.14	Konfokale Ebene . . . . .	61
3.15	Korrespondenzproblematik . . . . .	61
3.16	Abbildung eines Raumpunktes . . . . .	63
3.17	Prinzip der Punktrekonstruktion . . . . .	64
3.18	Generalisierter Schnittpunkt zweier Geraden . . . . .	64
3.19	Rekonstruktion des Durchmessers . . . . .	66
3.20	Perspektivische Durchmesserrekonstruktion . . . . .	66
4.1	Mechanisches Modell . . . . .	72
4.2	Mechanisches Modell - Aufbau . . . . .	73
4.3	Mechanisches Modell unter Röntgendurchleuchtung . . . . .	74
4.4	Der erste Flugsimulator . . . . .	75
4.5	Der erste einsatzfähige Flugsimulator . . . . .	76
4.6	Celestial-Navigator . . . . .	77
4.7	Silloth-Trainer . . . . .	78
4.8	Flugsimulator der Lufthansa . . . . .	79
4.9	Der erste Fullscale-Simulator in der Medizin . . . . .	82

4.10	Durchleuchtung bei Oberflächentransparenz . . . . .	86
4.11	daVinci/ICard . . . . .	87
4.12	ICTS/VIST . . . . .	89
4.13	AccuTouch Endovascular Simulator . . . . .	90
4.14	SimSuite . . . . .	92
5.1	Aufbau - Überblick . . . . .	97
5.2	Aufbau Patient - Inputs . . . . .	98
5.3	Aufbau Patient - Outputs . . . . .	99
5.4	Aufbau Katheterlabor - Inputs . . . . .	100
5.5	Aufbau Katheterlabor - Outputs . . . . .	101
5.6	Aufbau Benutzerinteraktion - Inputs . . . . .	102
5.7	Aufbau didaktisches Modul - Outputs . . . . .	103
5.8	Aufbau didaktisches Modul - Inputs . . . . .	104
6.1	Segmentierung . . . . .	106
6.2	Zuordnung . . . . .	107
6.3	Compliance Chart . . . . .	117
6.4	Globales Koordinatensystem . . . . .	119
6.5	Monitorkoordinatensystem . . . . .	120
6.6	Display von CATHI . . . . .	122
6.7	Beispielbilder für die Hintergrundrekonstruktion . . . . .	126
6.8	Künstliches Röntgenbild . . . . .	127
6.9	Bestimmung der Durchleuchtungslänge . . . . .	128
6.10	Tastaturbelegung . . . . .	130
6.11	Login-Fenster . . . . .	135
6.12	Patientenauswahl . . . . .	135
6.13	Menüleiste . . . . .	136
6.14	Menüpunkt <i>Datei</i> . . . . .	137
6.15	Persönliche Daten . . . . .	138
6.16	Persönliche Ergebnisse . . . . .	139
6.17	Menüpunkt <i>Allgemeine Einstellungen</i> . . . . .	140
6.18	Joystickeinstellungen . . . . .	141
6.19	Interventionswerte . . . . .	141
6.20	Kontrastmittelintensität . . . . .	142
6.21	Führungsdrahtspitzenmodulation . . . . .	143
6.22	Ballonkatheterauswahl . . . . .	144
6.23	Wahl der Limitierung . . . . .	144
6.24	Benutzerverwaltung . . . . .	145
6.25	Ergebnisverwaltung . . . . .	146
7.1	Aufbau des CATHI-Systems . . . . .	150
7.2	Kontrastmittelspritze . . . . .	151



7.3	Inflator . . . . .	151
7.4	Führungsdraht und Ballonkatheter . . . . .	152
7.5	Siemenskonsole . . . . .	152
7.6	Philipsfußpedal . . . . .	153
7.7	Berechnete Röntgenprojektion . . . . .	156
7.8	Ergebnisse . . . . .	158



# Tabellenverzeichnis

2.1	Vergleich zwischen herkömmlichem Training und Simulationstraining	9
3.1	Absorptionskoeffizienten . . . . .	17
3.2	Durchmesser der Herzkranzgefäße . . . . .	29
3.3	Blutflußgeschwindigkeit . . . . .	30
3.4	Entwicklung der Leistungszahlen . . . . .	53
7.1	Ergebnisse Vergleich Laien - Experten . . . . .	159
7.2	Umfrageergebnisse . . . . .	161



# Klassenverzeichnis

6.1.1 Mittelpunkt . . . . .	108
6.1.2 Gefäßsegment . . . . .	109
6.1.3 Herzmodell . . . . .	109
6.1.4 Herzzyklus . . . . .	110



# Kapitel 1

## Einleitung

Durch die großen Fortschritte in der Medizin sind heute viele Krankheiten behandelbar, die früher zum Tode führten. Als Folge davon hat sich in den letzten 150 Jahren die durchschnittliche Lebenserwartung verdoppelt.

Wurden um 1900 Frauen noch durchschnittlich 48 und Männer 45 Jahre alt, haben Frauen heute eine durchschnittliche Lebenserwartung von 84,2 und Männer von 80,5 Jahren [2].

Je älter die Menschen aber werden, desto häufiger sind Gefäßerkrankungen die Todesursache. Mittlerweile sind zirka die Hälfte aller Todesfälle in der westlichen Welt darauf zurückzuführen (siehe Abbildung 1.1). Zur Zeit sterben daran beinahe doppelt so viele Menschen wie an allen Krebsleiden zusammen.

Spitzenreiter ist der Herzinfarkt (34% aller Todesfälle). Ursache ist *Atherosklerose*<sup>1</sup>, eine Erkrankung der Arterien, die meist erst im Alter auftritt. Bei dieser Krankheit verengen sich die Blutgefäße aufgrund von Ablagerungen. Folgeerscheinung davon sind Infarkte, die durch die sich verschlechternde Durchblutung hervorgerufen werden.

Während 30 bis 50% aller Herzinfarkte in den westlichen Industrienationen vor Erreichen des Krankenhauses tödlich enden, versterben im Krankenhaus mittlerweile nur noch zwischen 4 und 12% der Patienten [197]. Werden die Symptome rechtzeitig erkannt, kann ein risikoarmer Eingriff Leben retten.

Aber Herz-Kreislaufferkrankungen sind oft unauffällig und werden erst durch den Infarkt erkannt. Beschwerden, die auf einen Herzinfarkt hindeuten, treten sehr plötzlich auf und können ganz unterschiedlich sein. Anzeichen sind beispielsweise Brustschmerzen hinter dem Brustbein, Ausstrahlung der Schmerzen in den linken Arm, in den Hals oder Unterkiefer, in den Rücken oder die rechte Brust. Aber auch Oberbauchschmerzen, Atemnot, Schweißausbrüche, Schwindel, Angstgefühl oder Übelkeit können auf einen Herzinfarkt hindeuten.

Den Herzinfarkt kann man auf zweierlei Weisen behandeln. Entweder weitet man die Engstelle von innen mit einem Ballon (*Ballondilatation*), oder man öffnet den Brustkorb und legt um die Engstelle eine lokale Umleitung (*Bypass*).

---

<sup>1</sup> „Arterienverkalkung“

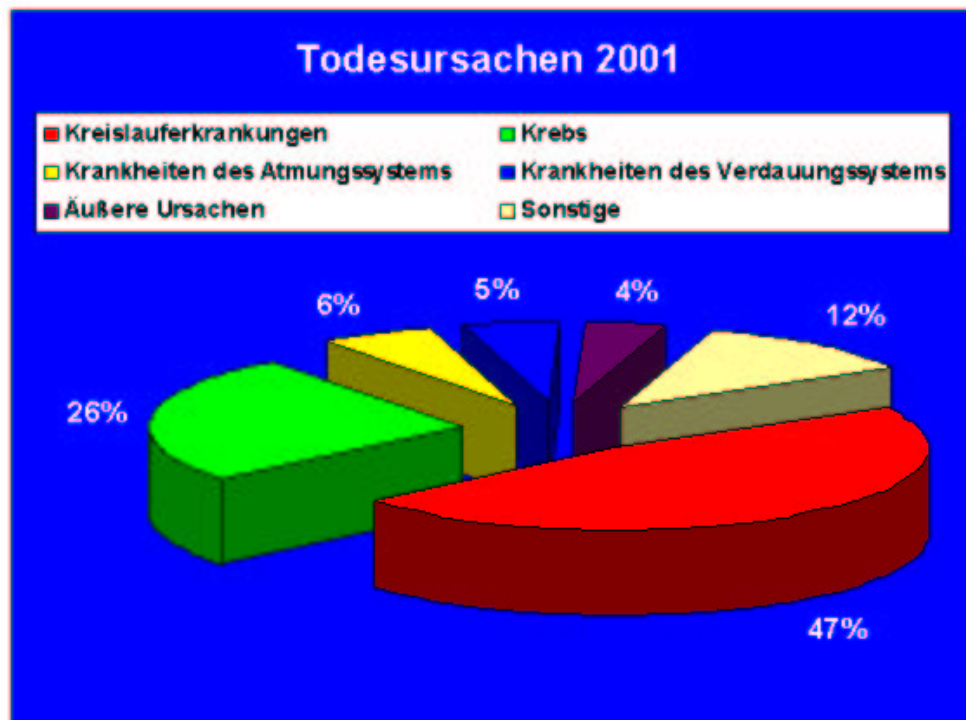


Abbildung 1.1: **Todesursachen 2001**

2001 waren 47,3% aller Todesfälle Herz-Kreislaufkrankungen [2].

Beide Eingriffe haben etwa das gleiche Risiko, sind aber nicht äquivalent einsetzbar. Es gibt Situationen, in denen nur ein Bypass sinnvoll ist. Andere Fälle kann man nur mit der Ballondilatation lösen. Im Zweifelsfall entscheidet der Kardiologe, welcher Eingriff durchgeführt werden soll.

Mit rund 200.000 Eingriffen pro Jahr sind Ballondilatationen in der Bundesrepublik Deutschland häufiger als Bypassoperationen (rund 130.000).

Da beim Bypass der Brustkorb geöffnet und das Herz in der Regel an eine Herz-Lungenmaschine angeschlossen werden muß, ist die Ballondilatation die schonendere Methode.

Obwohl die durchschnittliche Todesrate bei der Ballondilatation nur bei etwa 0,1% liegt, hängt der Erfolg doch entscheidend von der Erfahrung und dem Können des Kardiologen ab. Untersuchungen haben gezeigt, daß die Komplikationsrate eines Kardiologen umgekehrt proportional zur Anzahl der behandelten Fälle ist.

Diese Erfahrung konnte bislang aber nur in der Praxis erworben werden, und diese haben die Kardiologen nur am Patienten sammeln können. Fortschritte in der Computertechnik und Elektronik erlauben heute den Einsatz von Trainingssystemen, die den komplexen Eingriff hinreichend genau simulieren.

Wie schon in der Luftfahrt werden auch in der Medizin die Simulatoren die Aus- und Weiterbildung der Ärzte in Zukunft immer stärker beeinflussen.



Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte CATHI-System (**Catheter Instruction System**) stellt einen zeitgemäßen und fortschrittlichen Beitrag für die Ausbildung der Kardiologen dar.



# Kapitel 2

## Motivation und Ziele

Im Vergleich zu den Naturwissenschaften ist die Medizin durch viel Erfahrungswissen geprägt. In der Medizin können Situationen nicht durch einfache Messungen und Zahlen ausgedrückt werden. Jede erfordert eine individuelle Interpretation. Die erforderliche Erfahrung sammelt der angehende Mediziner am Patienten. Ein erfahrener Kollege steht dem Anfänger zur Seite und übermittelt ihm sein Wissen.

Auch in der Kardiologie ist dieser Erfahrungserwerb extrem wichtig, da Erkrankungen der Herzkranzgefäße wegen ihrer Häufigkeit eine besondere Stellung in der westlichen Welt haben.

Das Erlernen der komplexen Vorgänge und verschiedener Handgriffe, die ein Kardiologe beherrschen muß, erfordert eine Menge Erfahrung. Neben der manuellen Fertigkeit muß er auch die Bedienung der Röntgenanlage beherrschen (siehe Kapitel 2.1) und darf Röntgenstrahlung und Kontrastmittel aufgrund der potentiellen Schädigung des Organismus nur sparsam einsetzen.

Dies geschah bislang (und geschieht noch) durch Lernen am Patienten unter Aufsicht eines Supervisors (siehe Kapitel 3.9.4).

Die Qualität dieser Ausbildung hängt, abgesehen von den Fähigkeiten des angehenden Kardiologen, auch stark vom Ausbilder ab. Dieser entscheidet, wann und in welchem Umfang sein junger Kollege Eingriffe durchführen darf.

Erfolg und Komplikationen korrelieren mit der Erfahrung des Kardiologen (siehe Kapitel 4.1). So ist die Lernkurve während der ersten 100 Eingriffe am ausgeprägtesten, während sie später abflacht.

Ein Trainingssystem, welches realitätsgetreu die Intervention an einem virtuellen Patienten ermöglicht, bietet in diesem Zusammenhang die optimale Möglichkeit, die ersten Eingriffe, die den steilsten Anstieg in der Lernkurve haben, zu üben, ohne die Patienten einem Risiko auszusetzen.

Natürlich kann ein Simulator die Vielfältigkeit der Realität nie vollständig abbilden. Aber der am Trainingssystem ausgebildete Kardiologe hat, wenn er die ersten realen Patienten behandelt, eine flachere Lernkurve, weil er Erfahrungen am Simulator gesammelt hat.

Das Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Trainingssystems für Kardiologen,

das folgende Eigenschaften besitzt:

- Bedienung der Instrumente wie in der Realität (Konsole, Spritze, Fußpedal, Führungsdraht, Ballonkatheter),
- eine Arbeitsumgebung, die der eines realen Katheterlabors entspricht,
- realitätsnahe Darstellung der Röntgenprojektion,
- realistische Haptik bei der Bedienung des Drahtes und der Katheter,
- realistische Modelle der Herzkranzgefäße,
- realistische Modelle des mechanischen Verhaltens von Herz, Draht und Katheter,
- einfaches, modulares und erweiterbares System.

Diese Arbeit stellt keine Grundlagenforschung dar. Das System soll nach den oben angegebenen Spezifikationen entwickelt werden.

## 2.1 Der Herzkathetereingriff

Wenn die Herzkranzgefäße, die den Herzmuskel mit Blut versorgen, durch *Atherosklerose* verengt sind, wird ein Teil des Herzgewebes nicht mehr ausreichend versorgt und stirbt ab. Dieser Vorgang wird als (Herz-)Infarkt bezeichnet.

Lebensbedrohliche Arterienverkalkungen werden chirurgisch von innen mit einem Ballon geweitet. Dazu wird ein flexibler Schlauch (Katheter) durch die Aorta bis zum *Ostium*<sup>1</sup> der Herzkranzgefäße vorgeschoben (siehe Abbildung 3.5).

Durch diesen Katheter schiebt der Kardiologe einen dünnen Draht mit einer sehr weichen und flexiblen Spitze durch die *Stenose*<sup>2</sup>. Über den Draht wird ein Ballonkatheter eingeführt, der in der Stenose aufgeblasen wird und so das Gefäß weitet. Dabei werden die Ablagerungen in die Wand gedrückt. Dies nennt man *Ballondilatation*.

Die einzige Möglichkeit, die Bewegungen zu kontrollieren, ist die Überwachung mittels Röntgenstrahlung. Anhand kurzer Röntgensequenzen lokalisiert der Kardiologe den Draht im Gefäßbaum. Hierbei muß er ihn mit einem geeigneten Röntgenkontrastmittel sichtbar machen, da der Absorptionskoeffizient der Gefäße (Blut) dem des umliegenden Gewebes entspricht (siehe Kapitel 3.9.5).

Erschwerend kommt hinzu, daß der Eingriff bei vollem Bewußtsein des Patienten durchgeführt wird und das Herz weiterschlägt. Die Lage der Herzkranzgefäße in der Röntgenprojektion ändert sich somit von Aufnahme zu Aufnahme. Diese Bewegung erschwert auf der einen Seite das Verständnis der Situation. Auf der anderen Seite

---

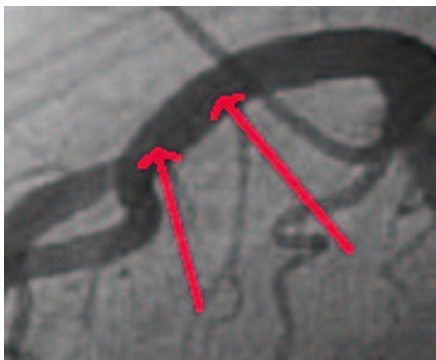
<sup>1</sup>Mündung, Eingang

<sup>2</sup>angeborene oder erworbene dauerhafte Verengung eines Kanals

erhält der Kardiologe gerade durch die Bewegung eine räumliche Information über den Gefäßbaum.

Anhand weniger, zweidimensionaler Aufnahmen die dreidimensionale Struktur des Gefäßbaums zu verstehen, erfordert sehr viel Erfahrung und Praxis, vor allem, weil die Koronaranatomie sehr unterschiedlich sein kann.

Die Sondierung der Gefäße ist entscheidend von der Projektion abhängig. Projektionseinstellungen, in denen man nicht genau erkennt, wo welches Gefäß abgeht, sind ungünstig und können die Navigation extrem behindern (siehe Abbildung 2.1).



(a) Ungünstige Projektionseinstellung



(b) Günstige(re) Projektionseinstellung

**Abbildung 2.1: Beispielbilder für günstige und ungünstige Projektionen**

Die Gefäße in Abbildung (a) sind nicht deutlich abgebildet. Man erkennt nicht, wo sich die Gefäße verzweigen.

In Abbildung (b) kann man die Verzweigung der Gefäße gut erkennen.

Um eine optimale Projektion wählen zu können, muß der Kardiologe die dreidimensionale Gefäßstruktur verstanden haben und wissen, wie er die Anlage zu steuern hat, um diese Projektion zu erhalten (siehe Kapitel 3.9.6)

Obwohl der Kathetereingriff ein risikoarmer Eingriff ist, treten dennoch gelegentlich Komplikationen auf. So kann der Katheter oder Draht die Gefäßwand einreißen oder durchbohren. Oder der Kardiologe bemerkt erste Anzeichen von Spasmen<sup>3</sup> nicht und es besteht die Gefahr, daß die Instrumente in den Gefäßen stecken bleiben (siehe Kapitel 3.9.7).

Einige dieser Komplikationen können durch Training nicht vermieden werden (beispielsweise eine Kontrastmittelallergie). Andere können zwar nicht vollständig verhindert werden, aber der Kardiologe kann lernen, richtig zu reagieren. Wenn beispielsweise die Gefäßwand einreißt, sollte man diese Stelle mit einem *Stent*<sup>4</sup> abstützen.

---

<sup>3</sup>Gefäßkrämpfe

<sup>4</sup>Metallgitter

## 2.2 Trainingssysteme in der Medizin - Diskussion

Die Medizin hat in den letzten Jahren große Fortschritte gemacht. Die Untersuchungsmethoden werden immer genauer, die Instrumente immer besser und der zunehmende Einsatz von Technik ermöglicht immer präzisere Eingriffe.

Trotz modernster Technik erfolgt die Ausbildung noch nach der klassischen Methode „Learning by Doing“. Unter fachkundiger Anleitung üben die jungen Mediziner die Diagnosestellung und die Handgriffe am Patienten (selten am Tier oder an Modellen). Unsicherheit, falsche Diagnosen und Therapien oder überflüssige Untersuchungen treten bei Anfängern häufiger auf als bei Fortgeschrittenen.

Während die rasanten Fortschritte in der Computertechnik und Elektronik ihren Siegeszug in vielen täglichen Anwendungsgebieten angetreten haben (in der Luft- und Raumfahrt, im Verkehr, im Militär, in der Industrie, im Zivilschutz, in der Unterhaltung etc.), steht die Medizin der Computersimulation nach wie vor weitgehend mißtrauisch gegenüber.

Dabei liegen die Vorteile der Simulation auf der Hand: Das Training kann gezielt auf den Anwender zugeschnitten werden, gefährdet weder Leben noch Geräte und ist kontrollier- und wiederholbar.

Auch in der Kardiologie ist der Einsatz von Simulatoren sinnvoll. Die steigende Anzahl der Herzkathetereingriffe, der damit verbundene Kardiologenmangel und die immer komplexer werdenden Interventionen erfordern einen neuen Ausbildungsweg.

Heutzutage werden die Kardiologen anhand von Lehrbüchern und am Patienten ausgebildet. Bei seinen ersten Eingriffen ist der Unerfahrene noch sehr unsicher. Er braucht längere Eingriffszeiten, mehr Röntgenstrahlung und Kontrastmittel und macht häufiger Fehler. Außerdem muß er ständig von einem erfahrenen Ausbilder betreut werden. Dadurch ist die Anzahl der Auszubildenden auch begrenzt.

Dazu kommt noch ein Mangel an jungen, gut ausgebildeten Medizinerinnen und an Facharztausbildungsplätzen. Wichtig für eine gute Ausbildung sind gute Ausbilder. Diese sind meistens stark in den Klinikalltag eingebunden und haben deshalb nicht viel Zeit für den Ausbildungsbetrieb.

Für die Klinik bedeutet dies, daß die Eingriffe auf der einen Seite teurer werden, weil die Unerfahrenen mehr Zeit und Materialien brauchen, auf der anderen Seite weniger Eingriffe durchgeführt werden können, weil das Katheterlabor belegt ist. Hinzu kommen die Folgekosten aufgrund von Komplikationen oder fehlerhaften Behandlungen.

Der Ausbilder selbst steht unter ständiger Anspannung. Er muß entscheiden, wann und in welchem Umfang er eingreift. Zudem ist er einer erhöhten Röntgenstrahlung ausgesetzt, weil der Anfänger für die gleiche Untersuchung längere Durchleuchtungszeiten braucht als der Ausbilder.

Das Training am Simulator benötigt weder ein Katheterlabor noch Röntgenstrahlung und Kontrastmittel. Es ist jederzeit verfügbar und garantiert eine hohe Trainingsfrequenz, so daß die Ausbildung insgesamt schneller und effizienter wird. Der Auszubildende muß nicht ständig betreut werden, sondern die Ergebnisse können später abgefragt und ausgewertet werden.

Seltene Fälle können verstärkt geübt werden. Das Einspielen von Komplikationen erlaubt nicht nur dem Anfänger ein effizientes Risikomanagement sondern auch erfahrenen Kardiologen. Außerdem beginnt sich die Erkenntnis durchzusetzen, daß neben dem Erlernen der Intervention auch das Trainieren von Verhaltensweisen notwendig ist. Besonders das sichere Beherrschen von Notfallsituationen entscheidet oft über Erfolg oder Mißerfolg einer Intervention.

Untersuchungen in der USA haben ergeben, daß die achthäufigste Todesursache unerwünschte Ereignisse im Krankenhaus sind, sogenannte „adverse events“ [85][171] [179]. Die Möglichkeiten, hier einzugreifen und Verbesserungen durchzuführen, sind mit den klassischen Methoden extrem eingeschränkt.

### 2.2.1 Vorteile von Trainingssystemen

herkömmliches Training	Simulatortraining
teuer	preiswert
unkontrolliert	kontrolliert
zufällig	gezielt
einmalig	wiederholbar
gefährlich	gefahrlos

Tabelle 2.1: Vergleich zwischen herkömmlichem Training und Simulationstraining

In Tabelle 2.1 wird das herkömmliche Training mit dem Simulatortraining verglichen. Im Gegensatz zum herkömmlichen Training ist das Simulatortraining in der Regel preiswerter. Der Materialverbrauch in der Simulation ist geringer, weil man Instrumente mehrfach verwenden kann. Man braucht keine spezielle Schutzkleidung, muß keine Räumlichkeiten säubern und hat auch keine logistischen und organisatorischen Probleme wie beispielsweise bei Tierversuchen. Wenn man Medikamente spritzt, braucht man keine teuren Originalpräparate zu benutzen. Auch werden keine (teuren) Originalgeräte (beispielsweise ein Endoskop oder ein Katheterlabor) für die Ausbildung belegt, sondern diese können ausschließlich für reale Eingriffe benutzt werden.

In der Simulation können Situationen kontrolliert und gezielt erzeugt werden. Einen Anfänger überfordert, einen Fortgeschrittenen unterfordert man nicht. So kann man beispielsweise Komplikationen erst dann gezielt einspielen, wenn der Mediziner die Grundgriffe beherrscht. Jeder kann in einer individuellen Geschwindigkeit in einem stressfreien Umfeld lernen. In der Realität hat man kaum Einflußmöglichkeiten auf Komplikationen. Ihr Auftreten ist in der Regel zufällig. Damit erhält nicht jeder Auszubildende die Gelegenheit, sich mit allen Komplikationen vertraut zu machen.

Hinzu kommt, daß eine Simulation beliebig wiederholbar ist. Zum einen kann man alle Mediziner nach einem Standardverfahren ausbilden und die Ergebnisse vergleichen. Zum anderen hat der Auszubildende die Gelegenheit, die gleiche Situation mehrfach

durchzuspielen, um verschiedene Reaktionsweisen auszuprobieren. In der Simulation kann man auch Krankheitsbilder oder Komplikationen gezielt üben, die in der Realität selten vorkommen. Oft braucht es viele Jahre, bis Mediziner verschiedene Komplikationen oder Fälle in der Realität erleben. Zudem ist jeder Krankheitsfall einmalig. Wenn man ihn behandelt hat, kann die Behandlung weder wiederholt noch von anderen gleichfalls durchgeführt werden.

Das Simulatortraining ist im Gegensatz zur Realität ungefährlich. Wenn bei der Durchführung Fehler geschehen, gefährdet man nicht das Leben von Patienten und Personal oder die Laboreinrichtung.

Ein weiterer Vorteil der Simulationsausbildung liegt darin, daß man die Eignung der Mediziner schon vorher prüfen kann und nicht erst während der Ausbildung. Jemand, dem das räumliche Vorstellungsvermögen bei der Betrachtung der Röntgenprojektionen fehlt, merkt dies schon in den ersten Tagen und nicht erst, wenn er (nach langer Zeit) das erste Mal selbständig am Patienten steht.

Dadurch, daß die Mediziner die Handgriffe am Simulator erlernen, machen sie in der Realität weniger Fehler, arbeiten schneller und verbrauchen weniger Material (siehe Kapitel 2.2.4). Da das Simulatortraining auch ohne die ständige Betreuung erfahrener Kollegen auskommt, haben diese mehr Zeit, sich um ihre Patienten zu kümmern.

### **2.2.2 Nachteile von Trainingssystemen**

Ein Simulatortraining wird niemals die Realität völlig ersetzen können. Selbst in der Luftfahrt, die über sehr ausgereifte Konzepte verfügt, gibt es Situationen, die nicht im Simulator geübt werden. Beispielsweise wird im Training nie echtes Feuer eingesetzt.

Der größte Nachteil der Simulation ist die fehlende Realitätsnähe in manchen Situationen. Das fängt damit an, daß die Umgebung anders ist als die Realität. Der Blick aus dem Cockpitfenster ist immer nur eine Näherung. Auch können Aktionen nicht oder nur mit extremem technischen Aufwand verwirklicht werden, wie beispielsweise der Landevorgang mit all seinen Parametern.

Dazu kommt noch die mentale Einstellung. Im Simulator hat man immer die Sicherheit, daß nichts passieren kann und niemand gefährdet wird.

Ein weiterer Nachteil ist die fehlende Standardisierung der Hardware, der Simulation und des Trainings. Dies liegt zum Teil auch daran, daß das Gebiet Simulation in der Medizin noch am Anfang steht und sich deshalb bislang noch keine Standards durchgesetzt haben.

Weiterhin besteht (in der Medizin) ein subjektives Problem des Preises. Die Anschaffungskosten eines Simulationssystems sind in der Regel sehr hoch. Beispielsweise kostet der GI Mentor der Firma Simbinonix [208] rund 85.000 \$. Dagegen gab es bislang kaum Analysen, wieviel ein Simulationstraining an Einsparungen bringt.

Es gibt zwar eine Reihe von Zahlen, die man objektiv erfassen kann, wie beispielsweise die Gesamtzeit des Eingriffs. Viele Ergebnisse sind nicht faßbar, wie etwa die Lebensqualität des Patienten nach dem Eingriff oder ein besseres Image der Klinik, wenn sie Simulatoren einsetzt.



### 2.2.3 Zukunft

Simulatoren in der Medizin sind heutzutage noch Exoten. Sie sind sehr teuer und in der Regel noch im Prototypenstadium. Mit zunehmender Leistungsfähigkeit der Rechner und der Elektronik werden die Kosten jedoch für die Simulatoren sinken und die Qualität wird zunehmen.

Aufgrund von Haftungsgründen wird der Einsatz von unerfahrenen Medizинern immer problematischer. Die klassische Art der Ausbildung ist hier an ihre Grenzen gelangt. Mit zunehmend wirtschaftlicherem Handeln der Kliniken wird ein immer effizienteres Arbeiten verlangt werden.

Die Medizin wird dieselbe Entwicklung wie die Luftfahrt durchmachen. Vor 30 Jahren waren erfahrene Piloten fest davon überzeugt, daß sie im Simulator nichts mehr dazulernen können. Heutzutage sagt *jeder* Pilot, unabhängig von seiner Erfahrung, daß er am Simulator noch etwas lernen kann.

So werden auch in der Medizin Simulatoren in der Zukunft eine immer wichtigere Rolle für Qualifikationen und Fortbildungsnachweise spielen.

### 2.2.4 Evaluierung

Die Evaluierung von Flugsimulatoren hat ergeben, daß ein regelmäßiges Training (alle drei Monate) die Flugsicherheit um den Faktor 45 erhöht. Das bedeutet, daß trainierte Piloten deutlich weniger Unfälle verursachen als untrainierte. Untersuchungen der Lufthansa zeigten, daß trainierte Piloten pro eine Million Flüge im Schnitt 0,15 fatale Unfälle verursachten, die untrainierten drei [1].

Da Simulatoren in der Medizin erst seit einigen Jahren eingesetzt werden, gibt es bisher keine aussagekräftigen Studien und Ergebnisse. Es gibt zwar Studien, ob und wie schnell Studenten am Simulator etwas lernen, und Vergleiche zwischen Anfängern und Fortgeschrittenen (siehe Kapitel 4.4.2), aber Langzeitstudien wie in der Luftfahrt sind nicht vorhanden.

Die Auswertung des Simulationstrainings erfolgt häufig über Fragebögen. Wenn Teilnehmer eines Trainingsprogramms nach ihrer Meinung gefragt werden, sind die Antworten fast durchweg positiv und begeistert. Anhand von Fragebögen und Videos können das Wissen und die Fertigkeit vor und nach dem Simulatortraining ausgewertet werden.

Ob und wie weit sich das Verhalten nach einem Simulatortraining ändert, ist nur sehr eingeschränkt nachzuprüfen. Und der Langzeitnutzen des Trainings bezüglich Qualität und Quantität in der täglichen Routine kann kaum nachgeprüft werden.



# Kapitel 3

## Grundlagen

Im folgenden Kapitel werden zunächst die wesentlichen Aspekte der Röntgenstrahlung dargestellt. Diese ist grundlegend für die Bildgebung. Zuerst wird der wichtigste Punkt, die Absorption, beschrieben. Danach folgt der Einfluß von Streuung und Beschleunigungsspannung auf die Bildqualität.

Anschließend wird auf hydrodynamische Grundlagen eingegangen, die für den Blut- und Kontrastmittelfluß wichtig sind. In einer Röntgenprojektion sind nur mit Kontrastmittel gefüllte Gefäße sichtbar. Da das Kontrastmittel sich mit dem Blut vermischt und weitertransportiert wird, ist der Blutfluß entscheidend für die Menge des injizierten Kontrastmittels.

Es folgen medizinische Grundlagen, in welchen die Herzkranzgefäße und ihre Funktion beschrieben werden, ein kurzer Abriß über Stenosen und interventionelle Untersuchungsmethoden.

Weiterhin erfolgt ein Überblick über die Geräte im Herzkatheterlabor und deren für die Simulation wichtigsten Funktionsweisen und Informationen, die für den Eingriff (und damit den Ablauf der Simulation) wichtig sind.

Es schließt sich ein Ausblick über die zukünftige Entwicklung der bildgebenden Systeme in der Kardiologie an. Diese Systeme werden immer besser und können bereits jetzt für diagnostische Zwecke bedingt eingesetzt werden. Um die Therapie durchzuführen, benötigt man weiterhin die Angiographie.

Den Schluß bildet ein Kapitel über die Datengewinnung aus biplanen Angioaufnahmen und verschiedene Ansätze für physikalische Kathetermodelle.

### 3.1 Physik der Röntgenstrahlung

In der interventionellen Kardiologie werden die Eingriffe unter Röntgendurchleuchtung durchgeführt. Deshalb wird im folgenden Abschnitt die Physik der Röntgenstrahlung und die Bilderzeugung beschrieben.

### 3.1.1 Röntgenstrahlung

Die Welleneigenschaften des Lichts wurden bereits im 17. und 18. Jahrhundert durch Interferenzversuche des holländischen Physikers Christiaan Huygens und des englischen Arztes Thomas Young experimentell nachgewiesen. Im 19. Jahrhundert wurde dann die physikalische Natur dieser Wellen aufgeklärt.

Unter *Röntgenstrahlung* versteht man elektromagnetische Strahlung mit einer Wellenlänge zwischen  $10^{-4}$  nm und 10 nm, die kürzer als diejenige des ultravioletten Lichts ist. Sie wurde 1895 von Wilhelm Conrad Röntgen entdeckt<sup>1</sup>, der 1901 dafür den Nobelpreis erhielt.

### 3.1.2 Aufbau der Röntgenröhre

Eine Röntgenröhre ist eine Hochvakuumröhre (ca.  $7 - 10$  mmHg) mit einer Glühkathode und einer Anode aus einer Wolfram-Rhenium-Legierung. Zwischen Kathode und Anode wird eine Hochspannung  $E_0$  (für die Röntgendiagnostik zwischen 25 und 120 kV) angelegt. Die Elektronen lösen sich thermisch aus der Kathode und werden im Feld zwischen Kathode und Anode in Richtung Anode beschleunigt.

Die Schnittfläche des Elektronenstrahlbündels mit der Anode wird als *elektronischer Brennfleck*<sup>2</sup> bezeichnet. Der Flächenschwerpunkt des elektronischen Brennflecks ist der *Fokus*. Der vom Elektronenstrahlbündel getroffene Anteil der Anode wird als *thermischer Brennfleck* bezeichnet (siehe Abbildung 3.1). Die rechtwinklige Projektion des elektronischen Brennflecks auf eine zum Zentralstrahl senkrechte Ebene ist der *optische Brennfleck*, kurz *Brennfleck*. Die Projektion des elektronischen Brennflecks auf die Bildebene ist der *optisch wirksame Brennfleck*. Ein wichtiger Parameter ist der *Anodenwinkel*. Je kleiner der Anodenwinkel ist, desto größer wird der thermische Brennfleck bei gleichbleibendem optischen Brennfleck (siehe Abbildung 3.1).

Je größer der Brennfleck ist, desto höher ist die spezifische Belastbarkeit der Röntgenröhre. Deshalb sind die Dimensionen des Brennflecks von entscheidender Bedeutung für die thermische Belastbarkeit der Röntgenröhre. Moderne Geräte erreichen einen optischen Brennfleck von  $0,8 \times 0,8$  mm<sup>2</sup>.

Im thermischen Brennfleck treffen die von der Kathode emittierten Elektronen auf die Anode, wobei der überwiegende Teil der Bewegungsenergie in Wärme verwandelt wird. Lediglich 1% wird in Röntgenstrahlung umgewandelt. Hierbei unterscheidet man zwei Formen der Wechselwirkung, die *Bremsstrahlung* und die *charakteristische Strahlung*, die für die Röntgendiagnostik keine Rolle spielt.

### Bremsstrahlung

Ein Teil der Elektronen wird vom elektrischen Feld der Anodenkerne aufgrund der *Coulombwechselwirkung* zwischen Elektronen und den Atomkernen abgelenkt und

---

<sup>1</sup>Röntgen selbst bezeichnete die Strahlen als X-Strahlen, englisch noch heute X-rays

<sup>2</sup>nach dem Fachnormausschuß Radiologie im Deutschen Normenausschuß

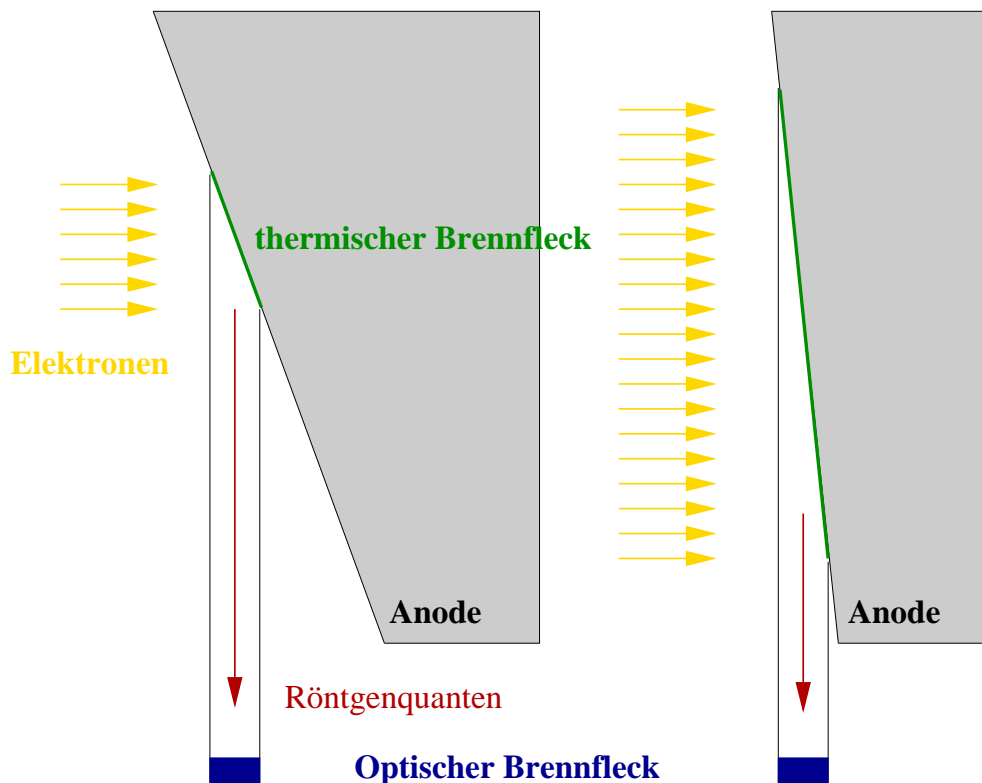


Abbildung 3.1: **Zusammenhang der Größe des thermischen Brennflecks und des Anodenwinkels bei konstantem optischen Brennfleck**

Bei gleich großem optischen Brennfleck ist die rechte Röhre aufgrund des größeren thermischen Brennflecks stärker belastbar und ermöglicht daher kürzere Belichtungszeiten. Deshalb verwendet man Röhren mit möglichst kleinem Anodenwinkel.

abgebremst. Bei einer inelastischen Streuung geben sie eine Energie  $E$  in Form von Lichtquanten ab, welche die Energie  $h \cdot \nu = E_0 - E$  besitzen. Da die beschleunigten Elektronen nicht gequantelt sind, erhält man ein kontinuierliches Spektrum der Bremsstrahlen, ein *weißes Spektrum*. Die maximale Röntgenquantenenergie ( $h \cdot \nu_{max} = E_0$ ) ist proportional zur Beschleunigungsspannung  $E_0$ .

Das Spektrum hat vier Charakteristika (siehe auch Abbildung 3.2):

1. einen kontinuierlichen Wellenlängenbereich,
2. ein abruptes Ende bei  $\lambda_{max}$ ,
3. einen Anstieg zu einer maximalen Intensität bei ca.  $1,5 \lambda_{max}$ ,
4. ein graduelles Abfallen hin zu höheren Wellenlängen.

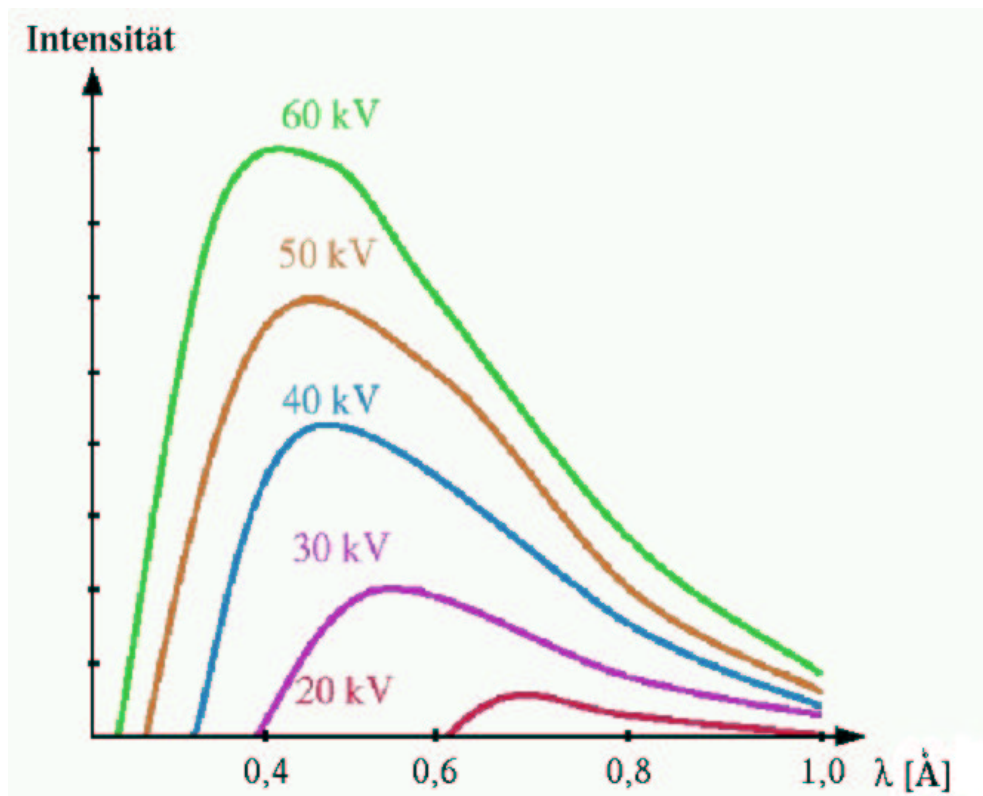


Abbildung 3.2: **Bremsspektrum**

Das Bremspektrum ist ein kontinuierliches Spektrum, das auf der kurzwelligen Seite eine Grenzwellenlänge hat. Je höher die Beschleunigungsspannung ist, desto kürzer ist die Wellenlänge der emittierten Röntgenstrahlung.

### 3.1.3 Photoeffekt

Beim Durchgang durch Materie wird elektromagnetische Strahlung aufgrund von *Strahlungsanregung* bzw. *Stoßanregung* abgeschwächt. Das absorbierende Material wird durch die Aufnahme der Strahlungsenergie in einen Zustand höherer Energie überführt.

Der *Absorptionskoeffizient*  $\alpha$  [ $m^{-1}$ ] gibt an, nach welcher Strecke die Intensität der elektromagnetischen Strahlung beim Durchgang durch ein absorbierendes Medium auf den Bruchteil  $\frac{1}{e}$  der einfallenden Intensität abgefallen ist. Er ist *frequenzabhängig* und berechnet sich aus:

$$\alpha(\nu) = [N_{\text{Grundzustand}} - \frac{g_{\text{Grundzustand}}}{g_{\text{angeregter Zustand}}} \cdot N_{\text{angeregter Zustand}}] \cdot \sigma(\nu)$$

Dabei beschreibt  $N$  die Besetzungsdichte der beteiligten Zustände (Anzahldichte der Atome im jeweiligen Zustand),  $g$  die statistischen Gewichte der Zustände (Anzahl der Unterzustände des jeweiligen Zustands mit gleicher Energie) und  $\sigma(\nu)$  den frequenzabhängigen Absorptionsquerschnitt.

In der Materie klingt die Anfangsintensität  $I_0$  exponentiell mit der im Material zurückgelegten Strecke  $s$  ab; dies wird durch das *Lambert-Beersche Gesetz* beschrieben:

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\alpha \cdot x}$$

Die Weglänge, die zurückgelegt werden muß, damit die Strahlung auf den Bruchteil  $\frac{1}{e}$  der einfallenden Intensität abfällt, ist die *Absorptionslänge*  $x_{Absorption}$  [m]:

$$x_{Absorption} = \frac{1}{\alpha}$$

Die Absorptionslänge hängt im Allgemeinen vom durchstrahlten Material und von der Energie der Röntgenquanten ab. Je höher die Quantenenergie ist, desto geringer ist der Absorptionskoeffizient. Das heißt, der Wirkungsquerschnitt  $\sigma$  nimmt ab.

Insgesamt hängt die Absorption von vier Faktoren ab:

1. der Dicke des durchstrahlten Materials (Durchleuchtungslänge),
2. der Dichte des durchstrahlten Materials (spezifisches Gewicht),
3. der dritten Potenz der Ordnungszahl der Elemente des Materials,
4. etwa der dritten Potenz der Energie der Röntgenstrahlen.

In Tabelle 3.1 sind die Absorptionskoeffizienten von einigen Stoffen aufgeführt, die für die Röntgendiagnostik eine Rolle spielen.

Element	Absorptionskoeffizient [ $cm^{-1}$ ]
Luft	$0,2 \cdot 10^{-3}$
Wasser	0,2
Kupfer	1,4
Jod	9,6
Zinn	13,9
Blei	72,3

Tabelle 3.1: **Röntgenabsorptionskoeffizienten**

Die Röntgenabsorptionskoeffizienten für einige Stoffe bei einer Photonenenergie von 100 keV.

Je höher die Beschleunigungsspannungen sind, desto geringer ist der Absorptionsunterschied zwischen Knochen und Weichteilen und desto schlechter kann man die Gewebe differenzieren.

Für die Bildgebung, und damit die Simulation, ist die Absorption der wichtigste Effekt. Die Grauwertverteilung der Röntgenprojektion hängt im Wesentlichen nur von den Absorptionskoeffizienten der durchleuchteten Materie ab.

### 3.1.4 Streuung

Beim Durchdringen der Materie wechselwirken die Röntgenquanten mit den Hüllenelektronen der Atome. Dabei treten zwei Arten von Streuung auf: die *Rayleigh*- (auch elastische oder klassische) Streuung vorwiegend im langwelligen Bereich und die *Compton*- (auch inelastische) Streuung, die im Röntgenbereich dominiert.

Der Streukoeffizient ist von der Wellenlänge und der Zusammensetzung der durchstrahlten Materie abhängig und beschreibt die Anzahl der gestreuten Teilchen pro Teilchenfluß:

$$\text{Streukoeffizient} = 0,4 \cdot \rho \cdot \frac{Z}{A}$$

Bei der Compton-Streuung überträgt ein Photon einen Teil seines Impulses und seiner Energie an ein äußeres Hüllenelektron, das als quasi-freies Elektron angesehen werden kann.

Die gestreuten Photonen treffen auf den Bildverstärker und erzeugen dort Signale, die das eigentliche Signal überlagern. Durch diese falschen Informationen wird das Bild verschlechtert. Deshalb ist die Streuung in der Radiologie nicht erwünscht.

Um die unerwünschten Einflüsse der Streuung zu vermindern, bedient man sich sogenannter *Streustrahlenraster*. Das sind Bleilamellen, die parallel zur Primärstrahlung angeordnet sind und alle Photonen, die mit einem anderen Winkel einfallen, absorbieren.

### 3.1.5 Simulation der Röntgenstrahlung

Der wichtigste Effekt für die Röntgenprojektion ist die Absorption. Die Abschwächung eines Röntgenstrahls durch einen Körper ergibt sich aus der Multiplikation der einzelnen Abschwächungskoeffizienten gemäß dem *Lambert-Beerschen Gesetz*.

$$\text{Abschwächung} \sim \prod_i e^{-\alpha_i \cdot x_i} \sim e^{-\sum_i \alpha_i \cdot x_i}$$

Die Intensität eines Röntgenstrahls errechnet sich aus der Anfangsintensität  $I_0$  multipliziert mit der Abschwächung. Diese Intensität ist wellenlängenabhängig (siehe Abbildung 3.2).

Anstelle des weißen Spektrums der Röntgenstrahlung und wellenlängenabhängigen Absorptionskoeffizienten betrachtet man der Einfachheit halber ein monoenergetisches Spektrum. Dann ist der Absorptionskoeffizient nicht mehr von der Frequenz abhängig. Die Streuung der Röntgenquanten führt dabei zu einer Unschärfe auf dem Detektor.

Da die Streuung vom durchleuchteten Medium abhängt und die für die Kardiologie interessanten Regionen (Herzkranzgefäße) im Vergleich zum restlichen Körper sehr klein sind, kann man die Streueffekte zum Hintergrundbild addieren und muß sie nicht mehr bei den Gefäßen berücksichtigen.



### 3.1.6 Einfluß der Spannung

Die Leistung einer Röntgenquelle wird über die Röhrenspannung und den Röhrenstrom definiert. Man betreibt die Röntgenanlage in der Regel mit maximalem Anodenstrom, da auf diese Art die Belichtungszeit und damit auch die Bewegungsartefakte minimiert werden.

Die Anlage wird über die Beschleunigungsspannung reguliert. Sie bestimmt das Durchdringungsvermögen der Röntgenstrahlen. Je niedriger die Beschleunigungsspannung ist, desto höher ist die Absorption (siehe Abbildung 3.3) und damit der Kontrast zwischen Knochen und Weichteilen (Merksspruch: *kV macht Bilder grau*). Auf der anderen Seite ist dann auch die biologische Strahlenwirkung höher.

Zudem werden die Photonen bei niedriger Spannung stärker in alle Richtungen gestreut. Diese gestreuten Photonen sind für den Patienten, den Kardiologen und das Katheterlaborpersonal gefährlich und leisten einen Beitrag zur Jahresstrahlendosis (siehe auch Anhang A.1).

Aus diesen Gründen ergibt sich, daß die Spannung möglichst hoch sein sollte. Je höher die Spannung ist, desto geringer wird die Absorption und desto weniger Kontrast gibt es.

Da die Rippen bei der Aufnahme stören und man die Streustrahlen für Therapeut und Personal möglichst gering halten will, verwendet man hohe Beschleunigungsspannungen ( $\geq 100 \text{ kV}$ ). Dieses Verfahren nennt man *Hartstrahltechnik*.

### 3.1.7 Detektor und Bilderzeugung

In der Kardiologie werden heutzutage keine Röntgenfilme mehr eingesetzt, sondern *Bildverstärker*, die die Röntgenprojektionen digitalisieren. In diesem Detektor werden die einfallenden Röntgenquanten verstärkt, da nur zirka 1 bis 2% der einfallenden Röntgenquanten mit dem Detektor wechselwirken. Die digitalisierten Bilder werden dann auf Monitoren abgebildet oder auf geeigneten Speichermedien (CDs) gespeichert.

Seit kurzem gibt es auch Flachbilddetektoren auf dem Markt. Siemens stellt einen Cäsium-Jodid-Szintillator her, der Röntgenquanten absorbiert und in Licht umwandelt. Die Qualität dieser Aufnahmen der Koronarangiogramme wird als „brilliant“ (Prof. Dr. Werner G. Daniel, Direktor der Medizinischen Klinik II am Universitätsklinikum in Erlangen) bezeichnet. Die Quanteneffizienz liegt bei 65% [163].

Die Qualität der Röntgenbilder wird durch drei Faktoren bestimmt: das *Rauschen*, den *Kontrast* und die *Schärfe*. Zwar ist die Qualität ein subjektives Kriterium, als objektives Kriterium für die globale Qualität des Bildsystems kann man das *Signal-Rausch-Verhältnis SNR* (Signal to Noise Ratio) angeben. Das *SNR* ist das Verhältnis zwischen dem Signal des Objektes und dem Rauschen (dem „Signal“ bei Abwesenheit des Objektes).

$$\text{SNR} = \frac{\text{Signalintensität}}{\text{Rauschintensität}}$$

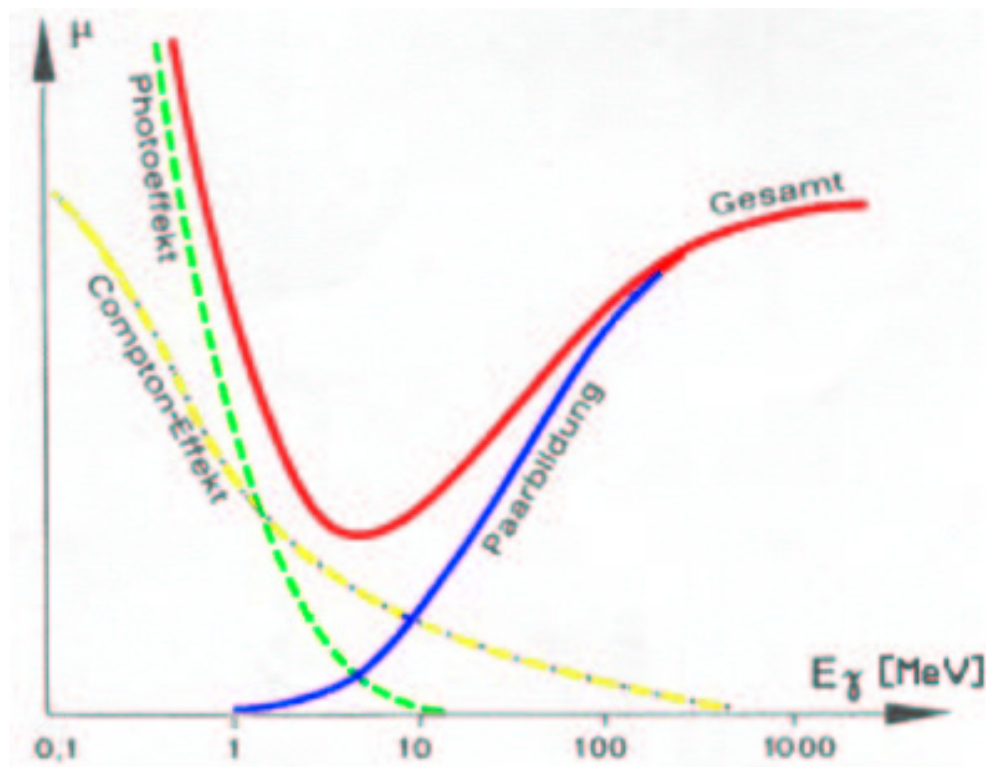


Abbildung 3.3: **Verlauf des Schwächungskoeffizienten**

Verlauf des Schwächungskoeffizienten als Summe seiner Anteile aus dem Photoeffekt, dem Comptoneffekt und der Paarbildung. Bei niedrigen Energien überwiegt der Photoeffekt. Bei der Röntgendiagnostik liegt die Photonenenergie zwischen 25 und 125  $keV^a$ . Die Paarbildung ist in diesen Bereichen nicht vorhanden.

<sup>a</sup>Ein Elektronenvolt  $eV$  entspricht der Energie eines Elektrons beim Durchlaufen einer Potentialdifferenz von 1  $V$  im leeren Raum.  $1\ eV = 1,602 \cdot 10^{-19}\ J \Rightarrow E = \frac{1234}{\lambda}$

Je größer das Verhältnis von Signal zum Rauschen ist, desto leistungsfähiger ist das System.

### Quantenrauschen

Die Wechselwirkung der Röntgenquanten mit dem Detektor ist nicht konstant, sondern aufgrund der korpuskularen Natur der elektromagnetischen Strahlung diskontinuierlich. Die Anzahl der gemessenen Quanten schwankt um einen Mittelwert, so daß ein Rauschen entsteht, welches mit der *Poission-Statistik* beschrieben werden kann.

Das *Quantenrauschen* ist umgekehrt proportional zur Wurzel der Anzahl  $N$  der Photonen pro Fläche.

$$\text{Quantenrauschen} \sim \frac{1}{\sqrt{N}}$$

Um das Quantenrauschen zu unterdrücken, kann man die Dosis erhöhen (siehe Anhang A.1). Insbesondere bei niedriger Strahlungsintensität wirkt sich die Schwankung im Röntgenbild als „körnige Struktur“ aus.

Das Signal-Rausch-Verhältnis ist quadratisch zur Dosis. Wenn sich die Dosis vervierfacht, verdoppelt sich das Signal-Rausch-Verhältnis.

Das Verhältnis der für die Bilderzeugung notwendigen Anzahl Photonen eines vollkommenen Detektors (der eine unendliche Auflösung und kein Rauschen besitzt) und der eines vorhandenen Detektors wird als die Qualität des Bildsystems bezeichnet (*DQE*, Detective Quantum Efficiency).

### Kontrast

Zur Beurteilung der Röntgenbilder ist ein guter Kontrast notwendig. Der Kontrast ist ein Maß für die Helligkeitsunterschiede zwischen zwei Stellen des Röntgenbildes und immer *subjektiv*. Die menschlichen Sinne brauchen ca. 5% Wertunterschied, um eine Differenz wahrzunehmen.

Es gibt verschiedene Definitionen des Kontrastes [170]:

1. einfache Kontrastdefinition:  $K = \frac{I_1 - I_2}{I_1}$ ,
2. logarithmische Kontrastdefinition:  $K = \log \frac{I_1}{I_2}$ ,
3. optische Kontrastdefinition:  $K = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$ .

Der Kontrast ist abhängig von

1. der angelegten Beschleunigungsspannung,
2. der Absorption des Objektes,
3. der Fähigkeit des Bildsystems, einen kleinen Intensitätsunterschied der Röntgenstrahlung auf dem Bildschirm darzustellen,

#### 4. der Streustrahlung.

Der Objektkontrast hängt von der Lage des Objektes im Strahlengang ab. Liegt es nahe der Bildebene, so spielt die Streustrahlung keine große Rolle. Je weiter es von der Bildebene entfernt ist, desto größer wird der Einfluß der Streustrahlung.

Durch die Verwendung von Kontrastmitteln kann man den Kontrast von Objekten, die eine ähnliche Dicke, Dichte und/oder Ordnungszahl haben, gezielt anheben (siehe Kapitel 3.9.5).

Des weiteren muß man versuchen, die Streustrahlung möglichst zu unterdrücken. Dies bedeutet, daß das Nutzstrahlenbündel durch Blenden so klein wie möglich gehalten werden sollte. Zusätzlich sollten Streustrahlenraster zwischen Aufnahmeobjekt und abbildender Ebene gestellt werden.

Eine Verringerung der durchstrahlten Schichtdicke durch Kompression ist in der Kardiologie nicht möglich.

#### (Un-)Schärfe

Die Größe des Brennflecks beeinflusst unmittelbar die Bildschärfe und damit die Auflösung. Ein großer Brennfleck verursacht einen großen optisch wirksamen Brennfleck und damit eine große *geometrische Unschärfe*. Bei modernen Geräten liegt der optische Brennfleck bei etwa  $0,8 \times 0,8 \text{ mm}^2$ .

Die geometrische Unschärfe ist durch den Vergrößerungsfaktor  $V$  und die Brennfleckgröße gegeben:

$$\text{geometrische Vergrößerung} = \text{Brennfleckgröße} \cdot (V - 1)$$

Der Vergrößerungsfaktor

$$V = \frac{\text{Abstand Fokus - Detektor}}{\text{Abstand Fokus - Objekt}}$$

liegt üblicherweise zwischen 1,1 und 1,4. Bei einer Brennfleckgröße von  $0,6 \text{ mm}$  und einem Vergrößerungsfaktor von 1,3 liegt die Unschärfe im Bereich von  $0,18 \text{ mm}$ .

Neben der geometrischen Unschärfe gibt es *Bewegungsartefakte*, wenn das Objekt, wie beispielsweise die Herzkranzgefäße, sich bewegt.

### 3.1.8 Röntgenprojektionssimulation

Um ein simuliertes Röntgenbild zu erhalten, ist zum einen das durchstrahlte Medium wichtig. Für jedes Pixel wird der Abschwächungskoeffizient bestimmt.

Um den Grauwert des Pixels zu erhalten, wird der Grauwert, wenn nichts absorbiert wurde, mit dem Abschwächungsfaktor  $e^{-\alpha \cdot x}$  multipliziert.

Bei der künstlichen Erzeugung des Röntgenbildes muß auch das Quantenrauschen beachten werden. Bei genügend hoher Photonenzahl kann man das Quantenrauschen vernachlässigen ( $\frac{1}{\sqrt{N}}$ -Abhängigkeit).

Da sich in der Kardiologie das Röntgenbild aus einem statischen Patientenkörper und den bewegten Koronararterien zusammensetzt, wobei Herzbewegung und Atmung vernachlässigt werden, kann man auch die Szene in zwei Komponenten zerlegen.

Das Hintergrundbild umfaßt alle Teile bis auf die Herzkranzgefäße und wird als Röntgenprojektion abgespeichert. Der Einfluß der Streuung und des Quantenrauschens ist in diesem Hintergrundbild berücksichtigt.

In dieses Bild wird anschließend die Gefäßprojektion übertragen. Dazu bestimmt man die durch die Herzkranzgefäße hervorgerufene Abschwächung jedes Pixels und multipliziert diese mit dem Pixelwert des Hintergrundbildes.

## 3.2 Hydrodynamische Grundlagen

Da der Absorptionskoeffizient von Blut und Gewebe etwa gleich ist, kann man im Röntgenbild keine Gefäße erkennen. Deshalb muß der Absorptionskoeffizient der Blutgefäße mit einem geeigneten Kontrastmittel angehoben werden (beispielsweise Jod). Auf diese Weise können die Gefäße in der Röntgenprojektion sichtbar werden.

Das mit dem Blut vermischte Kontrastmittel fließt durch den Körper. Um diesen Kontrastmittelfluß in der Simulation zu integrieren, müssen die hydrodynamischen Grundlagen berücksichtigt werden.

### 3.2.1 Gesetzmäßigkeiten der Strömung

In erster Näherung läßt sich das *Ohmsche Gesetz* aus der Elektrodynamik auch in der Hämodynamik anwenden [159]. Der Volumenstrom  $\mathcal{F}$  bestimmt sich aus dem Strömungswiderstand  $R$  und der Druckdifferenz  $\Delta p$ , der Druckdifferenz zwischen dem linken Herzen (Hochdruckgebiet) und den Kapillaren/Venen (Niederdruckgebiet) (siehe Kapitel 3.3.2):

$$\mathcal{F} = \frac{\Delta p}{R}$$

Der Volumenstrom  $\mathcal{F}$  entspricht dem durch ein Gefäß mit dem Querschnitt  $A = \pi \cdot r^2$  strömenden Volumen pro Zeiteinheit [ $ml\ s^{-1}$ ]. Der Volumenstrom ergibt sich aus dem Querschnitt des Gefäßes und der über den Querschnitt gemittelten linearen Strömungsgeschwindigkeit  $\bar{v}$ :

$$\mathcal{F} = A \cdot \bar{v} = \pi \cdot r^2 \cdot \bar{v}$$

Da Flüssigkeit nahezu inkompressibel ist, bleibt der Volumenstrom entlang eines nicht verzweigenden Gefäß konstant. Wenn sich der Querschnitt eines solchen Gefäßes verändert, variiert die Strömungsgeschwindigkeit umgekehrt proportional zum Durchmesser. Dies wird mit der *Kontinuitätsgleichung* ausgedrückt:

$$\mathcal{F} = A_1 \cdot \bar{v}_1 = A_2 \cdot \bar{v}_2 = \textit{konstant}$$

Die Flüssigkeit fließt folglich in Gefäßen mit kleinem Querschnitt schneller als in Gefäßen mit großem Querschnitt.

Mit Hilfe der *Kontinuitätsgleichung* kann in der Simulation die Strömungsgeschwindigkeit berechnet werden, indem man die Durchmesseränderung innerhalb eines Gefäßabschnittes beachtet.

### 3.2.2 Viskosität

Die Viskosität  $\eta$  kennzeichnet die Eigenschaft einer Flüssigkeit, der Schubspannung (Scherkraft) einen Widerstand entgegenzusetzen (auch *Zähigkeit*). Sie ist eine *temperaturabhängige Materialkonstante* [ $Pa \cdot s$ ]. Mit steigender Temperatur sinkt die Viskosität (siehe Abbildung 3.4).

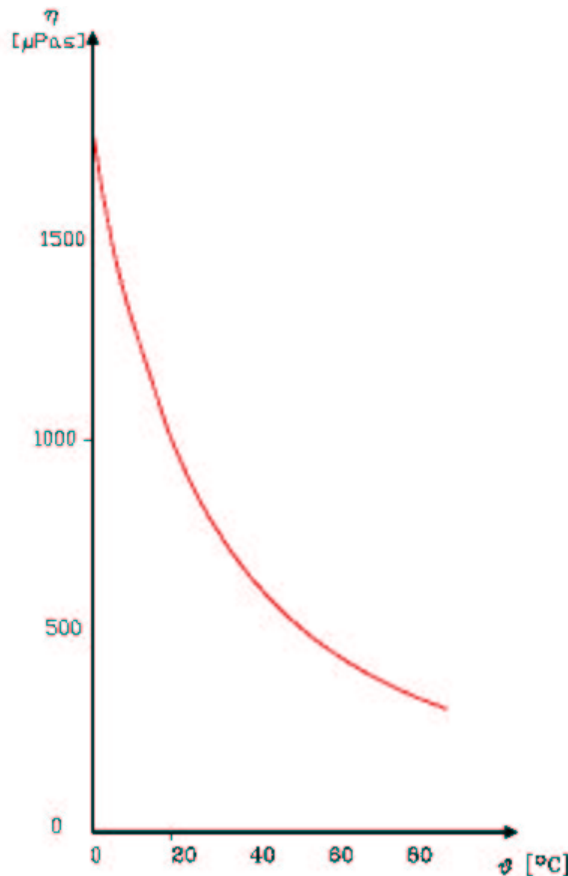


Abbildung 3.4: **Abhängigkeit der Viskosität des Wassers von der Temperatur**

Der Quotient der Schubspannung  $\tau$  und der zu den angrenzenden Schichten entstehenden Geschwindigkeitsgradienten  $\gamma$  definiert die Viskosität:

$$\eta = \frac{\tau}{\gamma}$$

Die Schubspannung ist die Spannung, die eine an einem Körper tangential angreifende Kraft verursacht. In engen Rohren errechnet sie sich aus der Druckdifferenz  $\Delta p$ , dem Radius  $r$  und der Länge  $l$  des Rohres:

$$\tau = \frac{\Delta p \cdot r}{2 \cdot l}$$

Eine rein viskose Flüssigkeit nennt man *Newtonsche Flüssigkeit*. Dies bedeutet, daß die Viskosität weder von der Geschwindigkeit noch von dem Druck abhängig ist.

Da das Kontrastmittel viel viskoser als das Blut ist (siehe Kapitel 3.9.5), vermischt es sich nicht direkt mit dem Blut. In der Simulation wird diese Tatsache nicht berücksichtigt. Zum einen ist die exakte Simulation des Vorganges sehr aufwendig, zum anderen nicht wesentlich für das Verständnis des Vorganges.

### 3.2.3 Laminare und turbulente Strömungen

Aufgrund der Wechselwirkung mit der Gefäßwand nimmt die Strömungsgeschwindigkeit zur Gefäßmitte hin zu. Unterhalb einer kritischen Geschwindigkeit sind alle Vektoren der Strömungsgeschwindigkeit parallel zueinander ausgerichtet. Dies nennt man eine *laminare Strömung*. Dabei treten keine nennenswerten Mischvorgänge auf.

Bei laminaren Strömungen entsteht ein *parabolisches Geschwindigkeitsprofil* mit einem Maximum im Axialstrom. Die mittlere Fließgeschwindigkeit ist halb so groß wie die maximale Geschwindigkeit:

$$\bar{v} = \frac{1}{2} \cdot v_{\text{maximal}}$$

Die innere Reibung  $F_{\text{innere}} (= \eta \cdot \Delta \bar{v})$  ist bei laminaren Strömungen sehr gering.

Unter bestimmten Bedingungen (beispielsweise bei rauen Oberflächen der Rohrwand) kann die laminare Strömung in eine *turbulente Strömung* übergehen, die eine erheblich höhere innere Reibung hat. Die Schichten gleiten nicht mehr übereinander weg sondern sie vermischen sich und es treten Wirbel auf.

Das parabolische Geschwindigkeitsprofil wird abgeflacht und die mittlere Fließgeschwindigkeit ergibt sich aus:

$$\bar{v} \sim 0,8 \cdot v_{\text{maximal}}$$

Die Stromstärke hängt nicht mehr linear, sondern annähernd proportional zur Quadratwurzel vom Druckgefälle ab. Eine Verdopplung der Stromstärke setzt etwa vierfach höhere Drücke voraus.

Die Turbulenzneigung ist proportional zum Radius  $r$ , der mittleren Fließgeschwindigkeit  $\bar{v}$  und der Massendichte  $\rho$  der Flüssigkeit sowie umgekehrt proportional zur Viskosität  $\eta$ .

Die Turbulenzneigung wird durch die dimensionslose *Reynoldszahl*  $Re$  beschrieben:

$$Re = \frac{2r \cdot \bar{v} \cdot \rho}{\eta}$$

Bei Rohrströmungen für Reynoldszahlen unter 1160 liegt eine laminare Strömung vor [77]. Die Reynoldszahl, bei der der Übergang von der laminaren zur turbulenten Strömung stattfindet, wird die *kritische Reynoldszahl* genannt.

Der Übergang von der laminaren zur turbulenten Strömung findet nicht zwangsläufig statt, sondern ist stark von den Anfangsbedingungen der Strömung abhängig. So hat man schon laminare Strömungen bei Reynoldszahlen um die 20000 beobachtet [3].

Ein Verfahren zur Berechnung der kritischen Reynoldszahl existiert nicht. Sie muß für jedes Strömungsproblem experimentell ermittelt werden.

In der Simulation werden nur laminare Strömungen berücksichtigt, da die Simulation der turbulenten Strömung zu aufwendig wäre und nicht wesentlich zum Verständnis beiträgt.

### 3.2.4 Strömungswiderstände im Röhrensystem

Der Strömungswiderstand  $R$  beruht auf einer inneren Reibung zwischen den Flüssigkeitsschichten, die von den Abmessungen des Gefäßes, der Viskosität der Flüssigkeit und der Strömungsform bestimmt werden.

In einer unverzweigten Röhre mit unterschiedlichen Querschnitten kann man den Strömungswiderstand indirekt über die Druckdifferenz und den Volumenstrom bestimmen. Beim Hintereinanderschalten von Röhren addieren sich die Druckabfälle der einzelnen Rohre (*Serienschaltung*).

Der Gesamtströmungswiderstand ist die Summe der Strömungswiderstände der einzelnen Gefäßabschnitte und bestimmt sich nach dem *ersten Kirchhoffschen Gesetz*, welches besagt, daß bei einem Knotenpunkt die Summe der einlaufenden Ströme gleich der Summe der auslaufenden Ströme sein muß:

$$R_{gesamt} = \sum_i R_i$$

Bei parallel geschalteten Gefäßen ist der Volumenstrom in den einzelnen Gefäßabschnitten vom Strömungswiderstand des Gefäßabschnittes abhängig. Der Druckabfall ist für alle Gefäße gleich. Es addieren sich die Kehrwerte der Widerstände, die sogenannten *Leitwerte* gemäß des *zweiten Kirchhoffschen Gesetzes* (*Reihenschaltung*):

$$\frac{1}{R_{gesamt}} = \sum_i \frac{1}{R_i}$$



Bei laminaren Strömungen kann man die mittlere Strömungsgeschwindigkeit durch Integration der Geschwindigkeiten aller Flüssigkeitszylinder der Länge  $l$  berechnen:

$$\bar{v} = \frac{\Delta p \cdot r^2}{8 \cdot \eta \cdot l}$$

Setzt man die mittlere Geschwindigkeit in die Gleichung für den Volumenstrom  $\mathcal{F} = \pi \cdot r^2 \cdot \bar{v}$  ein, erhält man für den Volumenstrom das *Hagen-Poiseuillesche Gesetz*:

$$\mathcal{F} = \pi \cdot r^2 \cdot \frac{\Delta p \cdot r^2}{8 \cdot \eta \cdot l} = \frac{\pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot l} \cdot \Delta p$$

Das Hagen-Poiseuillesche Gesetz gilt nur für inkompressible, viskose Flüssigkeiten und laminare Strömungen in einem Röhrchen von kreisförmigem Querschnitt.

Gemäß dem Gesetz  $R = \mathcal{F} \cdot \Delta p$  ergibt sich für den Strömungswiderstand:

$$R = \frac{8 \cdot l \cdot \eta}{\pi \cdot r^4}$$

Der Volumenstrom und der Strömungswiderstand sind beide von der vierten Potenz des Radius  $r$  des Gefäßes abhängig. Beide Werte werden viel stärker vom Gefäßdurchmesser als von der Rohrlänge  $l$ , der Druckdifferenz  $\Delta p$  oder der Viskosität  $\eta$  beeinflusst.

### 3.2.5 Blutflußsimulation

Um den Blutfluß zu simulieren betrachtet man nur laminare Strömungen. Aufgrund der Druckdifferenzen zwischen dem Ostium der Herzkranzgefäße (zwischen 120 mmHg und 80 mmHg [53]) und dem Herzmuskel (gleichbleibend bei ungefähr 5 mmHg [112]) kann man die mittlere Strömungsgeschwindigkeit über das *Hagen-Poiseuillesche Gesetz* berechnen. Den Gesamtwiderstand des Koronarbaums kann man mit Hilfe des ersten und zweiten *Kirchhoffschen Gesetzes* berechnen. Mit Hilfe der *Kontinuitätsgleichung* kann jetzt die Strömungsgeschwindigkeit für jeden Punkt ermittelt werden.

Voraussetzung für diese Simulation ist, daß man alle Gefäßabgänge und Druckdifferenzen für die Gefäßabschnitte (zwischen den Gefäßabgängen) kennt.

## 3.3 Die Anatomie des Herzens

Das Herz besteht aus zwei muskulären Hohlorganen, dem *linken* und dem *rechten* Herzen. Diese sind durch das *Septum*<sup>3</sup> voneinander getrennt.

Die äußerste Schicht ist der *Perikard*<sup>4</sup>, der das Herz schützt und von den anderen inneren Organen abtrennt. Dann kommt das *Epikard*<sup>5</sup> und ganz innen liegt das *Myokard*<sup>6</sup>.

---

<sup>3</sup>Herzscheidewand

<sup>4</sup>Herzbeutel

<sup>5</sup>Herzaußenhaut

<sup>6</sup>Herzmuskel

Jede Herzhälfte wird in ein *Atrium*<sup>7</sup> und einen *Ventrikel*<sup>8</sup> unterteilt. Atrium und Ventrikel sind über Segelklappen miteinander verbunden. Das Atrium schlägt zuerst und pumpt das Blut in den Ventrikel. Anschließend pumpt der Ventrikel das Blut in den Kreislauf.

Wenn das Blut vom Atrium in den Ventrikel strömt, werden zunächst die Herzklappen (Trikuspidalklappen, Mitralklappen) geschlossen, und im Ventrikel wird durch Kontraktion ein hoher Druck aufgebaut. Das Blut wird dann in die Aorta bzw. Pulmonalarterie ausgeworfen. Durch diesen Druckmechanismus wird das Blut in die Aterien gepumpt. Diese Anspannungsphase nennt man *Systole*.

Anschließend unterschreitet der Druck des Ventrikels den Aorta- bzw. Pulmonaldruck. Diese Erschlaffungsphase heißt *Diastole*.

### 3.3.1 Gefäßversorgung des Herzens

Die Blutversorgung des Herzens erfolgt über die linke Herzkranzarterie *LCA*, die *Arteria coronaria sinistra* (*ACS*) und die rechte Herzkranzarterie *RCA*, die *Arteria coronaria dextra* (*ACD*). Beide entspringen oberhalb der Aortenklappe im linken bzw. im rechten Koronarsinus (siehe Abbildung 3.5) [126][78]. Gemeinsam versorgen beide Äste den gesamten Herzmuskel mit Blut.

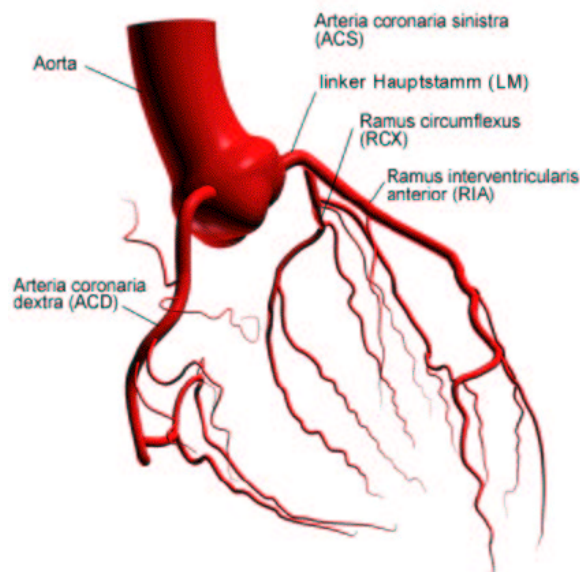


Abbildung 3.5: **Das Koronargefäßsystem**

Die Arteria coronaria sinistra versorgt den größten Anteil des linken, die Arteria coronaria dextra den größten Teil des rechten Ventrikels (aus [126]).

<sup>7</sup>Vorhof

<sup>8</sup>Kammer

Gefäß	Durchmesser [mm]
ACS - linker Hauptstamm	4,5 ± 0,6
RIA - proximales Drittel	3,7 ± 0,4
RIA - mittleres Drittel	2,8 ± 0,4
RIA - distales Drittel	1,9 ± 0,4
RCX - Linksversorgungstyp	4,2 ± 0,6
RCS - Rechtsversorgungstyp	3,4 ± 0,5
ACD - Linksversorgungstyp (proximales Drittel)	2,8 ± 0,5
ACD - Rechtsversorgungstyp (proximales Drittel)	3,9 ± 0,6

Tabelle 3.2: **Durchmesser der Herzkranzgefäße**

Der Gefäßdurchmesser ist teilweise vom Versorgungstyp abhängig (siehe Kapitel 3.3.2).

Die linke Herzkranzarterie teilt sich nach einem kurzen Hauptstamm in den *Ramus interventricularis anterior (RIVA)* und den *Ramus circumflexus (RCS)* und versorgt den linken Ventrikel. Die rechte Kranzarterie versorgt den rechten muskelschwächeren Ventrikel, das hintere Drittel des Kammerseptums und die setpurnahe Hinterwand des linken Ventrikels.

Das verbrauchte Blut wird von den Herzkranzvenen gesammelt und an der Hinterseite des Herzens von einer Sammelvene in das rechte Atrium geleitet. Die Herzkranzgefäße sind *Endarterien*. Es existieren keine Umgehungskreisläufe, so daß bei Gefäßverschluß die Durchblutung nicht von anderen Gefäßen übernommen werden kann.

Die Koronararterien können unterschiedlich stark ausgeprägt sein, mehr oder weniger anguliert oder viele oder wenige Nebenäste haben.

In jungen Jahren verlaufen die Koronararterien relativ gerade und sind nur leicht anguliert. Im Laufe der Zeit verändern sie sich aufgrund unterschiedlicher Beanspruchung. Im zunehmenden Alter nehmen die Gefäßwindungen zu.

### 3.3.2 Versorgungstypen

Die Koronargefäße sind zwischen den Menschen sehr unterschiedlich und zeigen eine große Variationsbreite [126].

Der Versorgungstyp des Herzens wird dadurch bestimmt, welches Gefäß die Unterwand des Herzens zwischen dem rechten und linken Ventrikel mit Blut versorgt.

Am häufigsten kommt der *Normalversorgungstyp* mit 80% vor. Beim *Linksversorgungstypen* (15%) versorgt das rechte Koronargefäß nur den rechten Ventrikel, beim *Rechtsversorgungstypen* (5%) übernimmt ein sehr großes rechtes Koronargefäß die Blutversorgung der Unterwand und eines wesentlichen Teils der Seitenwand des linken Ventrikels [126].

### 3.4 Der Blutkreislauf

Das Gefäßsystem wird in den *arteriellen* (dem Hochdrucksystem) und den *venösen* Systemkreislauf (dem Niederdrucksystem) eingeteilt.

Das arterielle System reicht vom linken Ventrikel bis zu den Kapillaren. Dort beginnt das Niederdrucksystem. Dieses beinhaltet die Körpervenen, das rechte Herz sowie sämtliche Lungengefäße und reicht bis zum linken Ventrikel.

Im Körper unterscheidet man zwei Kreislaufsysteme, die den gesamten Körper mit Blut versorgen: den kleinen *Lungenkreislauf* und den großen *Körperkreislauf*. Die rechte Herzhälfte pumpt das Blut durch die Lunge, in der es mit Sauerstoff angereichert wird und zum linken Atrium weiterströmt. Die linke Herzhälfte pumpt das sauerstoffangereicherte Blut über die Hauptschlagader, die Aorta, in den Körper.

Aufgrund der Druckunterschiede während Systole und Diastole ist der Blutfluß nicht kontinuierlich. Während der Systole ist der Blutfluß in der Aorta am höchsten; dagegen werden die Herzkranzgefäße praktisch kaum mit Blut versorgt. Der Hauptfluß erfolgt während der Diastole. In der Diastole ist die Wandspannung geringer als in der Systole, dadurch werden die Koronargefäße kaum komprimiert.

Da die Diastole bei Belastung verkürzt wird (die Systole bleibt praktisch konstant), ist das Herzgewebe bei Belastung besonders gefährdet.

Das Blut fließt über die Gefäße verteilt unterschiedlich schnell. In der Aorta, direkt nach dem Herzen, fließt es mit ca.  $20 \text{ cm s}^{-1}$  und schneller als in den Kapillaren (ca.  $0,026 \text{ cm s}^{-1}$ ). Obwohl die Kapillaren einen bedeutend kleineren Querschnitt als die Aorta und nach der Kontinuitätsgleichung deshalb einen viel höheren Fluß haben müßten, ist der Fluß in den Kapillaren geringer, weil der Gesamtquerschnitt aller Kapillaren bedeutend größer ist als der (Gesamt-)Querschnitt der Aorta (siehe Tabelle 3.3).

Gefäß	Mittlerer Durchmesser [mm]	Anzahl	Mittlere Geschwindigkeit [ $\text{cm s}^{-1}$ ]
Aorta	26	1	20
Arterien	8	20	2-10
Arteriolen	0,02	1600000	0,2-0,3
Kapillare	0,009	50000000	0,02-0,03
Venolen	0,15-0,7	2.100	0,5-1
Venen	1,6	110	1-10
Hohlvene	3,2	2	10-16

Tabelle 3.3: Blutflußgeschwindigkeit in den verschiedenen Gefäßen

### 3.5 Angiographie/Angiokardiographie

Unter dem Begriff *Angiographie* versteht man die bildgebende Darstellung von Gefäßen unter Verwendung der klassischen Röntgentechnik bei simultaner Injektion eines Röntgenkontrastmittels. Dabei wird eine Sequenz von Röntgenbildern aufgenommen, die wichtige Informationen über den Zustand der Gefäße liefern.

Man unterscheidet die *allgemeine Arteriographie*<sup>9</sup>, die *Phlebographie*<sup>10</sup> und die *Lymphographie*<sup>11</sup>. In der medizinischen Umgangssprache ist mit dem Begriff Angiographie in der Regel nur die Arteriographie gemeint.

Die Arteriographie der Herzgefäße und der Herzbinnenräume wird als *Angiokardiographie* bezeichnet. Besteht ein Verdacht auf eine Herzkranzgefäßverengung, einen -verschluß oder gar eine -mißbildung, veranlaßt der Arzt eine Angiokardiographie. Dadurch gewinnt er Aufschluß über die Art und die Ausdehnung der Koronarerkrankung.

### 3.6 Atherosklerose

*Atherosklerose*, im Volksmund auch *Arterienverkalkung* genannt, ist eine Veränderung der Blutgefäße, die über Jahre entsteht und zunächst nicht erkannt wird.

Atherosklerose ist ein natürlicher Alterungsprozeß. Bislang sind keine Wirkstoffe bekannt, die die bereits vorhandene Verkalkung abbauen und den Gefäßwänden ihre Elastizität zurückgeben können. Die Ursachen sind vielfältig und nur teilweise bekannt.

Wird die *Intima*, die innerste Gefäßschicht, an ihrer Oberfläche beschädigt, heften sich Blutplättchen dort an, um den Schaden zu reparieren. Weiße Blutkörperchen stimulieren über dem Ort der Schädigung das vermehrte Auftreten von Bindegewebszellen. Es entsteht ein sogenanntes *Intimaödem*<sup>12</sup>.

Die Ablagerung von Blutfetten führt schließlich zum atherosklerotischen Plaque<sup>13</sup>.

Je nachdem, ob die Atherosklerose aus mehr Kalk- oder Fettablagerungen besteht, kann sie *hart* oder *weich* sein.

Durch das Intimaödem wird das Lumen<sup>14</sup> der Arterien immer enger. Bis zu einem gewissen Grad kann der Körper die Verengung ausgleichen. Es ist möglich, daß der Plaque einreißt und so das Gefäß verschließt.

Als Folge davon kann das Blut nicht mehr ungehindert fließen. Ein Teil des Herzgewebes wird nicht mehr ausreichend mit sauerstoffreichem Blut versorgt. Diesen Vorgang nennt man *Ischämie*. Stirbt infolge einer Ischämie das Gewebe ab, so spricht man von einem *Infarkt*. Infarkte beim Herzen heißen *Myokardinfarkt* bzw. *Herzinfarkt*.

---

<sup>9</sup>Arterien

<sup>10</sup>Venen

<sup>11</sup>Lymphgefäße

<sup>12</sup>Schwellung der Intima

<sup>13</sup>verkalkte Gefäßplatte

<sup>14</sup>Weite eines röhrenförmigen Körpers

Lebensbedrohliche Arterienverkalkungen werden chirurgisch behandelt, indem man entweder die Engstelle wieder weitet (Ballondilatation) oder einen sogenannten Bypass legt (eine lokale Gefäßumleitung an der Engstelle vorbei).

### 3.7 Koronarstenosen

*Koronarstenosen* sind eine durch atherosklerotischen Plaque verursachte Gefäßverengung.

Üblicherweise wird der *Stenosegrad* [%] als Durchmesserminde- rung angegeben [48]:

$$\text{Stenosegrad} = \frac{d_{\text{normal}} - d_{\text{verengt}}}{d_{\text{normal}}} \cdot 100$$

Stenosen mit einem Stenosegrad zwischen 0 und 50% bezeichnet man als *geringe Stenosen*. Liegt der Stenosegrad zwischen 51 und 75%, hat man eine *mittelgradige Stenose*, über 75% eine *hochgradige Stenose* [126].

Ein Stenosegrad von weniger als 50% ist klinisch nicht relevant. Mittelgradige Stenosen können bei Belastung und hochgradige Stenosen auch in Ruhe *Angina pectoris*<sup>15</sup> verursachen.

Ein wichtiger Indikator dafür, ob eine Stenose dilatiert werden muß, ist auch die *TIMI*-Klassifizierung (**T**hrombolysis **I**n **M**yocardal **I**nfarction). Man unterscheidet vier Klassen [134][135][51]:

1. *TIMI 0*: Verschluß des Gefäßes mit fehlender Darstellung im distalen Gefäßabschnitt,
2. *TIMI I*: Verschluß des Gefäßes mit Darstellung von wenigen Teilen des distalen Gefäßabschnittes,
3. *TIMI II*: Stenose verlangsamt den Fluß des Kontrastmittels im Vergleich zu anderen (gesunden) Gefäßteilen,
4. *TIMI III*: Normaler Ein- und Abstrom des Kontrastmittels.

Es gibt verschiedene Kriterien, anhand derer man die Erfolgsrate der Intervention abschätzen kann.

*Günstig* für eine Katheterintervention sind folgende Stenosemerkmale [126]:

- kurz (weniger als 10 mm),
- konzentrisch,
- gut erreichbar,
- Stenosesegment wenig anguliert (weniger als 45°),

---

<sup>15</sup>Enge in der Brust

- Stenosekontur glatt,
- Stenose nicht verkalkt,
- kein Thrombus,
- entfernt vom Ostium,
- kein Seitenastabgang innerhalb der Stenose,
- kein Gefäßverschluß.

*Ungünstig* für eine Katheterintervention sind [126]:

- lang (mehr als 10 mm),
- exzentrisch,
- schlecht erreichbar,
- Stenosesegment stark anguliert (mehr als 45°),
- Stenosenkontur unregelmäßig,
- Stenose verkalkt,
- mit Thrombus,
- Ostiumstenose,
- Bifurkationsstenose (mit bedeutendem Seitenast),
- Gefäßverschluß.

Stenosen werden in die Gruppen A, B und C eingeteilt. Typ A kommt selten vor, läßt sich aber am leichtesten behandeln. Typ C ist der ungünstigste Stenostyp [126].

Die Einteilung in die Gruppen erfolgt nach Anzahl der günstigen bzw. ungünstigen Kriterien. Nur wenn kein ungünstiges Kriterium vorliegt, gehört die Stenose zum Typ A, bei sehr ungünstigen Kriterien zum Typ C.

Bei den Stenosen vom Typ B gibt die Zahl hinter dem B die Anzahl der ungünstigen Kriterien an. Eine B-2-Stenose weist beispielsweise zwei ungünstige Merkmale auf [126]. Entsprechendes gilt für die C-Stenosen.

Stenosen vom Typ A haben eine Erfolgsrate über 95%, Stenosen vom Typ B zwischen 80 und 95% und Typ C um die 75% [67].

Stenosen können grundsätzlich in jedem Gefäß und in allen Gefäßabschnitten auftreten. Am häufigsten sind jedoch die proximalen und mittleren Gefäßabschnitte befallen.

## 3.8 Interventionelle Untersuchungsmethoden

Bei den angiographischen invasiven Untersuchungsmethoden unterscheidet man *diagnostische* und *therapeutische* Eingriffe.

Wenn die Indikationsstellung auf eine Erkrankung des Herzens hindeutet, führt man zunächst einen (invasiven) diagnostischen Eingriff durch. Das bedeutet, daß man zunächst nur kontrolliert, ob Erkrankungen vorliegen und wie stark sie sind.

Kommt der Kardiologe nach der quantitativen Auswertung der Ergebnisse zu dem Entschluß, daß man die Engstelle des Gefäßes nicht operieren muß sondern aufdehnen kann, folgt der therapeutische Eingriff, die *Intervention*.

Um das Kontrastmittel zum Herzen zu transportieren, benutzt man einen Herzkatheter als Schleuse. Den Katheter schiebt man unter Durchleuchtungskontrolle bis zum Herzen vor und injiziert das Kontrastmittel direkt in das zu untersuchende Gebiet. Diesen Vorgang nennt man *indirekte Angiographie*.

Durch diesen Herzkatheter kann man verschiedene Instrumente für die verschiedenen Interventionen in das Herz schieben.

### 3.8.1 Herzkatheter

Ein Katheter ist ein flexibler Schlauch, mit dem Flüssigkeit aus dem Körper entnommen bzw. in den Körper injiziert werden kann.

*Herzkatheter* verwendet man sowohl zur Diagnostik als auch zur Therapie. Katheter sind in der Regel Einmalgebrauchsartikel aus radiopakem<sup>16</sup> Material. Die verschiedenen Kathetertypen unterscheiden sich in Material, Präparation und Form.

Zur Beurteilung eines Katheters ist neben Torsionsstabilität, Haft- und Gleitreibung auch der Kontrastmittelfluß wichtig (siehe Kapitel 3.9.5).

Kleinkalibrige Kathetersysteme sind schonender und erzielen höhere Kontrastmittelflüsse, so daß die Entwicklung in Richtung Katheter mit immer geringeren Durchmessern führt.

Kathetergrößen werden in *French* [*F*] angegeben. 1 *F* entspricht 0,34 mm. In den Anfangsjahren benutzte man hauptsächlich 7 *F* und 8 *F* Katheter. Seit 1984 sind auch kleinere 5 *F* und sogar (für die Diagnostik) 4 *F* Katheter im regelmäßigen klinischen Gebrauch. Dies liegt daran, daß kleinkalibrige Kathetersysteme schonender sind und höhere Kontrastmittelflüsse erreichen.

Die Katheterspitze variiert je nach Einsatzindikation und ist vorgebogen. Verschiedene Kathetertypen sind für verschiedene Interventionen gedacht (siehe auch Abbildung 3.6):

- Swan-Ganz-Ballon-Katheter: Rechtsherzkatheteruntersuchung,
- Pigtail-Katheter: Aortographie, Laevokardiographie<sup>17</sup>,

---

<sup>16</sup>röntgenstrahlenabsorbierend

<sup>17</sup>Darstellung des linken Ventrikels und seiner Auswurfleistung mittels Kontrastmittel



- Links-, Rechts-Judkins-Katheter: Koronarangiographie,
- Links-, Rechts-Amplatz-Katheter: Koronarangiographie,
- Castillo-Koronar-Katheter: Koronarangiographie über perkutanen transbrachialen Zugangsweg,
- Sones-Katheter: Brachialer Zugang, Laevokardiographie, Koronarangiographie,
- Multipurpose-Katheter: Laevokardiographie, Koronarangiographie, PA-Sondierung<sup>18</sup>,
- Goodale-Lubin-Katheter: PA-Katheter,
- Cournand-Katheter: PA-Katheter.

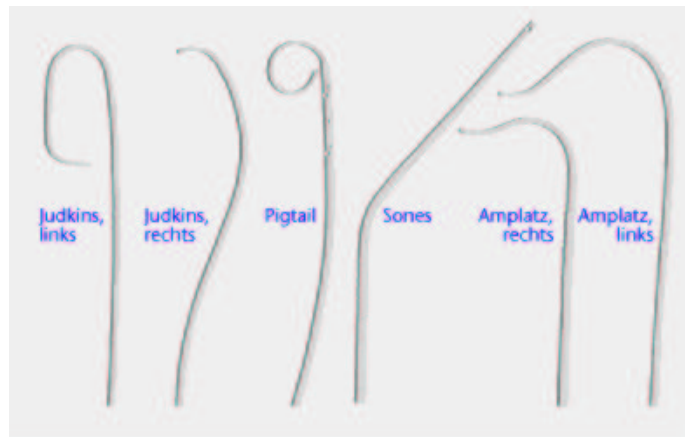


Abbildung 3.6: **Verschiedene Kathetertypen**

Für die Koronarangiographie kommen Judkins-, Amplatz- und Soneskatheter zum Einsatz. Der Pigtailkatheter dient für die Darstellung des linken Ventrikels.

Der Herzkatheter wird durch die Leiste oder die Vene in der Armbeuge (die *Arteria radialis*) eingeführt.

Vorteil des transradialen Zugangs (Armbeugenzugang) ist ein besserer Patientenkomfort. Besonders der Druckverband muß nicht mehr bis zu 12 Stunden sondern nur zwei bis drei Stunden angelegt werden und nach dem Eingriff sind keine Liegezeiten nötig. Die Katheterführung ist schwieriger und anspruchsvoller und setzt ein längeres Training voraus. Der Katheter liegt weniger stabil und besondere Katheterkurven ermöglichen nicht in allen Fällen eine Ballondilatation. Außerdem ist die *Arteria radialis* kleiner und neigt eher zu Verkrampfungen aufgrund des Katheterreizes [196].

<sup>18</sup>Ein Katheter, um den Druck in den Pulmonalarterien (vom rechten Herzen zur Lunge) zu messen

Die erste transradiale Linksherzkatheteruntersuchung wurde 1989 von Lucien Campeau beschrieben[30]. 1993 hat Ferdinand Kiemeneij in Amsterdam die erste transradiale Ballondilatation durchgeführt [83][82].

### 3.8.2 Führungsdrähte

Da die Verletzungsgefahr innerhalb der Herzkranzgefäße durch Katheter, die eine relativ starre Spitze haben, sehr groß ist, führt man zunächst dünne Drähte ein, die sogenannten *Führungsdrähte*.

Diese sind etwa 175 cm lang, haben ein weiches, röntgengedichtetes Ende mit einer kugelförmigen Verdickung, um Gefäßschäden zu minimieren. Zur Leiste hin werden die Führungsdrähte immer steifer, damit man sie gut vorschieben kann.

Der Kardiologe knickt die Spitze des Drahtes um. Dies dient dazu, daß er in dem Gefäßbaum durch Rotation verschiedene Seitenäste auswählen kann. Je nachdem, wie die Spitze orientiert ist, kommt er in ein anderes Gefäß. Die Form des Knicks richtet sich nach der Geometrie der Gefäße.

### 3.8.3 Rechtsherzkatheter

Der *Rechtsherzkatheter*, auch *kleiner Herzkatheter* genannt, ist eine Untersuchung des rechten Herzens. Dabei werden das rechte Atrium, der rechte Ventrikel und die Lungenarterie untersucht sowie die Druckwerte im sogenannten kleinen Kreislauf bestimmt.

Der Zugang erfolgt über eine Vene in der Armbeuge oder der Leiste.

### 3.8.4 Linksherzkatheter

Der *Linksherzkatheter*, auch *großer Herzkatheter* genannt, umfaßt die Untersuchung des linken Ventrikels, der Koronararterien sowie Druckmessungen in der Aorta und im linken Ventrikel.

Der Zugang erfolgt meistens über die *Arteria femoralis*<sup>19</sup> im Leistenbereich. Von dort geht es über die *Arteria iliaca* in die *Aorta*.

### 3.8.5 Ballondilatation

Als *PTCA* (**P**erkutane<sup>20</sup> **T**ransluminale<sup>21</sup> **C**oronare<sup>22</sup> **A**ngiographie<sup>23</sup>) bezeichnet man den minimal invasiven Eingriff, bei dem mit Hilfe eines Ballons eine verengte oder blockierte Koronararterie durch Aufweiten behandelt wird.

---

<sup>19</sup> Beinarterie

<sup>20</sup> durch die Haut

<sup>21</sup> entlang des Gefäßinneren

<sup>22</sup> Herzkranzarterie

<sup>23</sup> Ballonaufdehnung

Durch den Herzkatheter wird ein Führungsdraht in die Herzkranzgefäße geschoben und über die Stenose dirigiert und in der Peripherie des jeweiligen Gefäßes verankert. Dieser Draht dient als Führungsschiene für den Ballonkatheter (siehe Abbildung 3.7). Dieser wird bis in die Stenose vorgeschoben und dort mit Hilfe von radiopakem Marker exakt positioniert. In der Engstelle wird der Ballon mit einer Mischung aus Kochsalzlösung und Röntgenkontrastmittel gefüllt. Die Ballons sind so konstruiert, daß sie nur einen bestimmten Durchmesser erreichen, der abhängig von dem angelegten Druck ist (siehe Abbildung 6.3). Durch die Entfaltung des Ballons werden Ablagerungen in die äußeren Schichten der Gefäßwand gepreßt.

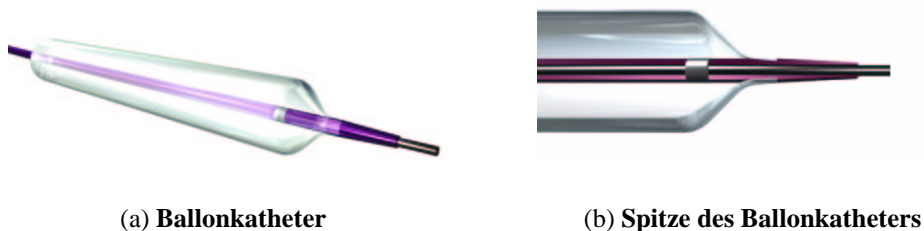


Abbildung 3.7: **Ein Ballonkatheter**

(a) Der Ballon ist auf einen Katheter aufgesetzt. Seine Größe wird durch zwei röntgendichte Marker in der Röntgenprojektion angezeigt.

(b) In dem Katheter läuft der Führungsdraht. Der röntgendichte Marker markiert die Stelle beim Ballon, ab welcher er den definierten Durchmesser hat.

Die Ballonentfaltung dauert bei Drücken bis zu 20 *bar* zwischen 30 und 60 Sekunden. Anschließend wird der Druck schnell wieder abgelassen, damit das Gewebe wieder mit Blut versorgt wird, und der Ballonkatheter aus dem Patienten entfernt.

Man benutzt zur Füllung des Ballons Kontrastmittel, damit man den Ballon unter Röntgendurchleuchtung beobachten kann und man mit Flüssigkeiten, da sie im Gegensatz zu Gasen nicht kompressibel sind, ohne großen Aufwand hohe Drücke (bis 40 *bar*) erreicht.

Während der Inflation ist die Blutzufuhr unterbrochen. Nur bei *Perfusionskathetern* ermöglichen Löcher im Katheterschaft einen ununterbrochenen Blutstrom zu den Herzmuskeln.

Prinzipiell sind Perfusionskatheter ein gutes Konzept. Es hat sich jedoch herausgestellt, daß während der kurz andauernden Dilatation die Perfusion praktisch nicht notwendig ist. Zudem bedeutet Perfusion einen dickeren Innen- und Außendurchmesser des Katheters und damit eine schlechtere Passierbarkeit. Trotzdem gibt es einige Indikationen, bei denen man einen Perfusionskatheter einsetzen kann (z.B. Protectionsdevices oder Minimal-invasive-Bypass-Chirurgie).

Bei den Ballonkathetern unterscheidet man zwischen *Over-the-wire*- und *By-the-wire*- (auch *Monorail*-) Systemen. Während der Ballonkatheter bei *Over-the-wire*-Systemen über die gesamte Ballonkatheterlänge coaxial drahtgeführt wird, ist bei *Mono-*

*rail*-Systemen lediglich das distale erste Stück (die ersten 20 bis 30 *cm*) koaxial. Deshalb ist beim Wechsel eines Monorailkatheters auch kein zweiter Wechseldraht nötig.

Die Länge der Ballons ist von der Stenosenlänge abhängig, der Durchmesser vom Gefäßdurchmesser. Überdimensionierte Ballons mit einem Verhältnis von mehr als 1,3 führen häufig zur Dissektion, unterdimensionierte Ballons mit einem Verhältnis von weniger als 0,9 führen häufig zu residualen Stenosen und Restenosen [120].

### 3.8.6 Stentimplantation

Führt die Ballondilatation zu einem unbefriedigenden Ergebnis bei der Öffnung von Verschlüssen oder bei *Rezidiven*<sup>24</sup>, kann der Kardiologe eine Gefäßstütze, ein kleines Röhrchen aus Edelstahl, den *Stent*, einfügen.

Es ist unklar, woher der Begriff „Stent“ kommt. Wahrscheinlich wurden diese Gefäßstützen nach dem schottischen Zahnarzt Charles Stent benannt, der ein System entwickelte, das ähnlich einem Gerüst röhrenförmige Strukturen stützte [52].

Eventuell kommt der Begriff auch vom Wortstamm *to stint* = „innerhalb bestimmter Grenzen offen halten“ [189].

Stents werden ebenfalls eingesetzt, wenn sich während der *PTCA* die Gefäßinnenwand abspaltet (siehe auch Kapitel 3.9.7).

Man unterscheidet zwischen dem *selbst entfaltenden* und dem *ballonexpandierenden Stent*.

Ein selbstentfaltender Stent besteht aus einem feinen Stahlgitter, welches durch eine Plastikhülle zusammengehalten wird. Im nicht entfalteten Zustand wird er in die Koronararterien gebracht und die Plastikhülle wird zurückgezogen. Daraufhin entfaltet er sich.

Ein ballonexpandierender Stent ist ein Metalldrahtnetz, daß sich im gefalteten Zustand auf einem Ballonkatheter befindet. Dieser Katheter dient zur Platzierung und Ausweitung des Stents. Wenn der Ballon sich entfaltet, wird der Stent über seine elastischen Grenzen hinaus plastisch verformt. Dieser Vorgang ist irreversibel, so daß der Stent auch dann seine Form beibehält, wenn man den Druck vom Ballon wieder abläßt.

Der Stent bleibt als Stütze innerhalb des Gefäßes und hält aufgrund seiner mechanischen Stabilität gegen die elastischen Rückstellkräfte des aufgedehnten Gefäßabschnittes das Gefäß offen. Er ist nur operativ entfernbar. Sein Durchmesser sollte etwa 10 bis 15% größer als der Gefäßdurchmesser sein.

Stents fixieren die Kalkfragmente in der Gefäßwand und verbessern die Fließeigenschaften des Blutes (im Vergleich zu vorher), weil die Oberfläche des Gefäßinnerums glättet wird.

An der Stentoberfläche kommt es zur ausgeprägten Blutgerinnelseigung. Deshalb wird zur Zeit mit beschichteten Stents experimentiert, die die unkontrollierte Zellteilung der Gefäßwand verhindern und auf diese Weise die Restenoseraten absenken sollen [123][129].

---

<sup>24</sup>wiederkehrenden Verengungen

Ideal wären Stents, die sich nach einiger Zeit von selbst auflösen würden. Heublein et al. [72] experimentieren mit Magnesium-Lithium-Legierungen, die sich innerhalb weniger Monate auflösen.

Stents kann man nicht in stark gebogenen Gefäßen einsetzen. Auch verkalkte Gefäßabschnitte oder kleine Gefäße behindern den Stenteinsatz.

## 3.9 Das Herzkatheterlabor

Die invasiven kardiologischen Eingriffe für Diagnostik oder Therapie werden in sogenannten *Herzkatheterräumen* durchgeführt.

Nach den „Leitlinien zur Einrichtung und zum Betreiben von Herzkatheterräumen“[67], die vom Vorstand der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie – Herz- und Kreislaufforschung herausgegeben worden sind, sollten die Herzkatheterräume als Funktionseinheit vom übrigen Krankenhausbereich abgetrennt sein. Zudem sollten sie nahe einer herzchirurgischen Abteilung liegen, damit im Falle einer Notoperation dem Patienten rasch geholfen werden kann.

Herzkatheterräume sollten mindestens 30 m<sup>2</sup> groß sein. Der eigentliche Herzkatheterraum ist von dem Registrierraum, von welchem aus die Intervention beobachtet und überwacht wird, über eine Bleiglasscheibe und eine Tür getrennt.

Im Vorraum sind die Registriergeräte für Hämodynamik und EKG sowie das Röntgenbedienpult untergebracht.

Im Folgenden werden die für die Simulation wichtigsten Instrumente und Funktionen vorgestellt.

### 3.9.1 Die Anlage

Nur speziell für die kardiale Angiographie entwickelte Anlagen erfüllen die Voraussetzungen, die eine für die Diagnostik und die interventionellen Maßnahmen ausreichend hohe Bildqualität und Projektionsvielfalt garantieren [67].

Abbildung 3.8 zeigt das Katheterlabor der Kardiologie des Julius-Maximilians-Universitätsklinikum Würzburg. Im Vordergrund ist der lagevariierbare Patiententisch zu sehen. Im Hintergrund kann man zwei Röntgenstative erkennen, sogenannte *C-Bögen* (auch *C-Arme*).

Man unterscheidet die *frontale* und die *laterale* Ebene. Der bogenförmige C-Bogen dient der Darstellung der lateralen Ebene (rechter Monitor), der andere C-Bogen zeigt die frontale Ebene (auf dem linken Monitor).

Auf einer Seite des C-Bogens befindet sich die Röntgenquelle (eckig). Gegenüber der Röntgenquelle (Fokus) liegt der Bildverstärker (BV). Den Abstand vom Fokus zum Bildverstärker (auch *FFA* für Fokus - Film - Abstand) variiert man, indem man den Bildverstärker bewegt, während die Röntgenquelle fest montiert ist.

Man unterscheidet zwei Anlagetypen: Wenn man nur einen C-Bogen hat, spricht man von einer *monoplanen Anlage*, sind zwei C-Bögen vorhanden, hat man eine *biplane*



Abbildung 3.8: **Aufbau des Herzkatheterlabors in Würzburg**

Im Vordergrund ist der Tisch zu sehen, auf dem der Patient liegt. Der Kopf des Patienten ruht auf dem Kissen. Man erkennt zwei C-Bögen, der eine bildet die laterale, der andere die frontale Ebene ab.

Am Patiententisch vorne links erkennt man ein Steuerpult, mit dem man die C-Bögen und die Tischposition steuern kann. Die Projektionen erscheinen auf den Monitoren in Augenhöhe des Kardiologen.

*Anlage.* In Deutschland sind etwa ein Drittel aller Anlagen biplane Anlagen.

Biplane Anlagen sind bei komplexen angeborenen Herzfehlern, insbesondere im Kindesalter, erforderlich. Bei komplexen interventionellen Eingriffen haben biplane Anlagen den Vorteil, daß sie im schnellen Wechsel unterschiedliche Projektionen für die Durchleuchtung und Bilddokumentation erlauben und darüber hinaus Kontrastmittel einsparen. Die Röntgengeräte müssen schnell verschiedene Einstellungen einschließlich halbaxialer Aufnahmen erlauben, ohne daß der Patient dabei bewegt wird. Mehrzweckanlagen sind für die Kardiologie ungeeignet [67].

Die C-Bögen werden mit der Steuerkonsole, die am Patiententisch befestigt ist, bewegt. Man kann jede beliebige Position anfahren, muß nur aufpassen, daß die C-Bögen nicht zusammen- oder an den Tisch stoßen. Moderne Anlagen haben mittlerweile einen Kollisionsschutz.

Um die Position der Bildverstärker zu definieren, gibt es zwei Winkel, den *Rotations-* und den *Angulationswinkel* sowie den Abstand Fokus Bildverstärker *FFA*. Dabei

beziehen sich die Positionsangaben *immer auf den Patienten*.

Die Körperachse des Patienten wird als *longitudinale* Achse bezeichnet. Wenn der C-Bogen um die longitudinale Achse rotiert, kann der Bildverstärker *links* oder *rechts* vom Patienten sein. Dieser Winkel ist der *Rotationswinkel*. Wenn der Bildverstärker genau über dem Patienten steht, ist der Rotationswinkel Null. Wenn der Bildverstärker sich auf die rechte Seite des Patienten bewegt, werden die Winkel größer und mit *RAO* (Right Anterior Oblique) bezeichnet. Analog werden die Winkel größer, wenn sich der Bildverstärker zur Linken des Patienten neigt; sie werden mit *LAO* (Left Anterior Oblique) markiert.

Die *transversale* Achse ist die Achse durch die Schultern des Patienten. Man unterscheidet hier die *caudale*<sup>25</sup> und die *craniale*<sup>26</sup> Richtung. Dieser Winkel ist der *Angulationswinkel*. Wenn der Bildverstärker sich in Richtung Kopf des Patienten neigt, werden die Winkel größer und mit *CRAN*, in Richtung Füße mit *CAUD* bezeichnet.

Die *sagittale* Achse ist die dritte Achse. Man unterscheidet hier zwischen *posterior*<sup>27</sup> und *anterior*<sup>28</sup>. Für die Positionsangabe des Bildverstärkers spielt diese keine Rolle, da aufgrund räumlicher Gegebenheiten der C-Bogen niemals so gedreht werden kann, daß sich der Fokus *über* dem Patienten befindet.

Entsprechend der „Leitlinien zur Einrichtung und zum Betreiben von Herzkatheter-räumen“ [67] sind die Anforderungen an das Stativ, daß der Bildverstärkerabstand variabel ist, der Rotationsbereich mindestens  $\pm 90^\circ$  und der Angulationsbereich mindestens  $\pm 40^\circ$  umfaßt.

Der raumfeste Punkt, in dem sich die vertikalen und horizontalen Drehachsen schneiden, wird als *Isozentrum* bezeichnet. Für ein biplanes System fallen die beiden Isozentren zusammen und ergeben sich aus dem Schnittpunkt der beiden Zentralstrahlen (siehe Kapitel 3.9.3 und 3.14).

Damit man die Koronararterien von allen Richtungen optimal darstellen kann, sollte das Herz möglichst im Isozentrum zentriert sein. Dies geschieht durch Verschiebung des Patiententisches, welchen man in alle drei Raumrichtungen frei bewegen kann, soweit es die Abmessungen der anderen Geräte zulassen.

Auf dem Fußboden befindet sich ein Fußpedal. Für jeden C-Bogen gibt es ein Durchleuchtungspedal. Solange man dieses Pedal drückt, ist die Röntgenstrahlung für die entsprechende Anlage eingeschaltet und die Projektion erscheint auf einem Monitor (siehe Kapitel 3.9.3).

Wenn nicht durchleuchtet wird, bleibt bei modernen Anlagen entweder die letzte Projektion auf dem Monitor stehen (*Last Image Hold*) oder die letzte Sequenz wird auf dem Monitor abgespielt (*Last Image Run*) (vergleiche auch Anhang A.4).

Darüber hinaus gibt es noch ein Pedal für den sogenannten *Cine-Modus*. Dabei werden alle Röntgenquellen simultan eingeschaltet.

---

<sup>25</sup> „caudal(is)“ = schwanzwärts gelegen

<sup>26</sup> „cranial(is)“ = kopfwärts gelegen

<sup>27</sup> der Hintere

<sup>28</sup> der Vordere

Im Gegensatz zum Durchleuchtungsmodus, bei welchem die letzte Sequenz zwar auf dem Monitor abgespielt wird, aber, sobald man wieder die Durchleuchtung anschaltet, gelöscht wird, wird die Sequenz beim Cine-Modus gespeichert. Zu Archivierungszwecken werden diese Sequenzen hinterher auf CDs gebrannt.

Da die Röntgenanlage in der Simulation nur virtuell existiert, sind neben den Steuerelementen für die Anlage nur die Monitore von Interesse. Über die Steuerelemente definiert man die Stellung der (virtuellen) Röntgenquellen, die *externen Parameter* der Röntgenanlage (siehe Kapitel 6.2.1). Aus diesen Parametern kann man die Projektionsmatrizen für die Röntgenprojektion berechnen.

### 3.9.2 Das Röntgensystem

Gepulste Bildverstärker-Röntgenkinematographen mit Röntgeneratoren erzeugen auf dem Bildverstärker ein Bild. Der Röntgeneratore muß mindestens 100 *kW* Leistung besitzen. Die Pulszeiten sind zwischen einer und zehn *ms* einstellbar. Die Röntgenröhre sollte eine Brennfleckgröße von unter 1, 2 *mm* haben.

Die Bildfrequenz sollte von 3 bis 25 Bildern pro Sekunde einstellbar sein. Während für die Untersuchung der Herzkranzarterien eine Bildfrequenz von 12,5 Bildern pro Sekunde ausreichend ist, sind für die Analyse der Herzkammern 25 Bilder pro Sekunde erforderlich. In der Pädiatrie braucht man infolge der höheren Herzfrequenz sogar eine Frequenz von 50 Bildern in der Sekunde.

Die Szenendauer sollte in der Regel unter 10 Sekunden betragen.

Wenn ein Bildverstärker einen effektiven Durchmesser von beispielsweise 25 *cm* hat, der Abstand Fokus - Bildverstärker (*FFA*) 100 *cm* beträgt und das Objekt 75 *cm* vom Fokus entfernt plaziert ist, beträgt die durchleuchtete Objektgröße  $\frac{25 \text{ cm}}{100 \text{ cm}} \cdot 75 \text{ cm} = 18,75 \text{ cm}$  (siehe Abbildung 3.9).

Die Bilder gelangen von dem Bildverstärker auf den Monitor. Da der Bildverstärker rund, der Fernsehmonitor aber eckig ist, ist die Darstellung des Bildverstärkers auf dem Monitor nicht einfach.

Entweder ist der gesamte Monitor mit dem Röntgenbild ausgefüllt, dann sind die einzelnen Strukturen nicht sehr hoch aufgelöst (Abbildung 3.10 (a)). Ist der gesamte Bildverstärker auf dem Monitor abgebildet, sind Teile des Monitors ohne Daten (Abbildung 3.10 (b)). Ein Kompromiß ist das sogenannte *Overframing* (Abbildung 3.10 (c)). Dabei werden beispielsweise 79% des Bildverstärkers (wie bei der Philipsanlage in Würzburg) auf dem Monitor abgebildet.

Der Bildverstärker sollte mindestens drei Eingangsformate haben. Diese Eingangsformate entsprechen verschiedenen Vergrößerungsstufen. Bei der Anlage in Würzburg werden beim Eingangsformat 9" Durchmesser (entspricht rund 23 *cm*) 79% (dies entspricht etwa 18 *cm*) des Bildverstärkers auf die 512 × 512 Monitormatrix abgebildet. Das bedeutet, daß 1 *mm* auf dem Bildverstärker 2,8 *Pixel* auf dem Monitor entsprechen. Beim Eingangsformat 7" (ca. 17 *cm*) entsprechen 1 *mm* auf dem Bildverstärker 3,6 und bei 5" (ca. 13 *cm*) 5,1 *Pixel*.



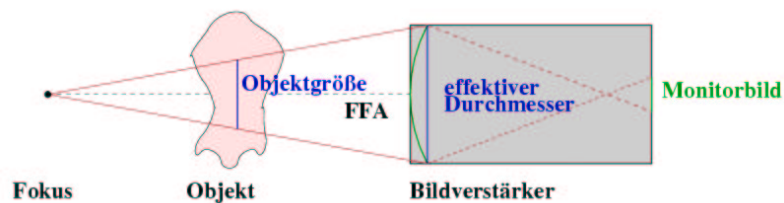
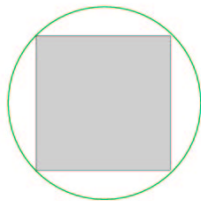


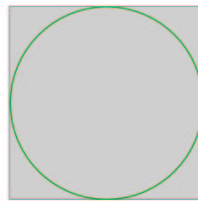
Abbildung 3.9: **Die Abbildung eines Objekts auf den Bildverstärker**

Beispielrechnung für eine Vergrößerung:

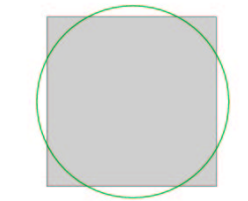
Die durchleuchtete Objektgröße bei einem FFA von  $100\text{ cm}$ , einem effektiven Bildverstärkerdurchmesser von  $25\text{ cm}$  und einem Abstand des Objekts vom Fokus von  $75\text{ cm}$ , beträgt  $18,75\text{ cm}$ . Die so erhaltene Projektion wird auf einem Monitor dargestellt.



(a) Gesamter Monitor



(b) Gesamter Bildverstärker



(c) Kompromiß

Abbildung 3.10: **Die Darstellung des Röntgenbildes auf dem Monitor**

(a) Der gesamte Monitor zeigt ein Röntgenbild, Teile des Bildverstärkers werden nicht abgebildet.

(b) Der gesamte Bildverstärker ist abgebildet, Teile des Monitors haben keine Daten.

(c) Ein Kompromiß zwischen (a) und (b): ein Teil des Monitors stellt einen Teil des Bildverstärkers dar.

Die verschiedenen Eingangsformate definieren verschiedene Vergrößerungsstufen. Während man bei der Ventrikelfunktion BV 5 (Eingangsformat 5“) wählt, nimmt man für die Koronararterien BV 7 bzw., wenn man eine Struktur besonders gut erkennen will, BV 9.

Für die Simulation braucht man folglich drei Vergrößerungsstufen. Diese führen zu verschiedenen Vergrößerungsstufen bei der Darstellung der projizierten Gefäße.

Die Parameter des Röntgenstrahlers wie die Vergrößerung sind die *internen Parameter* (siehe Kapitel 6.2.1). Zusammen mit der Projektionsmatrix, die man aus den *externen Parametern* erhält, ergibt sich die Transformationsmatrix.

### 3.9.3 Der Monitor

Im Katheterlabor kann der Kardiologe die Röntgenprojektionen auf mehreren Monitoren betrachten. Die Bildschirmauflösung der Monitore sollte mindestens 625 Zeilen betragen.

Für jede Ebene hat man einen primären Durchleuchtungsmonitor. Idealerweise sollte zu jedem Durchleuchtungsmonitor ein weiterer Referenzmonitor installiert sein, um die Wiedergabe und Abspeicherung vorausgegangener Sequenzen und Bilder simultan zu ermöglichen. Auf weiteren Monitoren werden beispielsweise Druckkurven oder das EKG eingespielt (siehe auch Abbildung 3.8).

Die Röntgenprojektionen haben eine Größe von  $512 \times 512$  Pixel bei 8 Bit Auflösung; neuere Anlagen sollten sogar eine Auflösung von  $1024 \times 1024$  haben.

Bei der Abbildung mit Röntgenstrahlen liegt eine *Zentralprojektion* vor. Die abbildenden Röntgenstrahlen gehen alle von dem als punktförmig angenommenen Fokus aus. Zwei Strahlen von diesem Strahlenbündel sind besonders wichtig: der *Zentralstrahl* und der *Senkrechtstrahl* (siehe Abbildung 3.11).

Der Zentralstrahl ist die Achse des Strahlenbündels und hat für die praktische Röntgenuntersuchung eine große Bedeutung. Für die Projektion selbst ist er bedeutungslos.

Der Senkrechtstrahl ist das Lot vom Fokus auf die Projektionsebene und hat für die Projektion eine große Bedeutung (siehe Kapitel 3.14.2).

Für eine Zentralprojektion gilt [170]:

1. Abstandsgesetz: Je weiter ein Objekt von der Bildebene entfernt ist, desto größer wird es aufgrund der Divergenz der Röntgenstrahlen.
2. Isometriegesetz: Objekte, die in der einer Ebene parallel zur Bildebene liegen, werden mit der gleichen Vergrößerung dargestellt.
3. Parallaxengesetz: Verschiebt man den Fokus parallel zur Bildebene, verschiebt sich das Bild in der Bildebene entgegengesetzt zum Fokus.
4. Die Bildgröße von Objekten, die schräg zur Bildebene verlaufen, ändert sich mit ihrer Lage zum Senkrechtstrahl

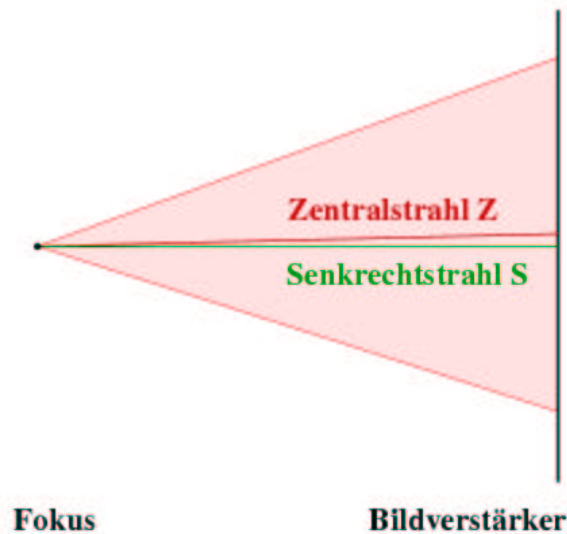


Abbildung 3.11: **Abbildung mit Röntgenstrahlen**

Bei der Abbildung mit Röntgenstrahlen liegt eine Zentralprojektion vor. Besondere Bedeutung haben dabei der Zentralstrahl Z, die Achse des Strahlenbündels und der Senkrechtsstrahl S, das Lot vom Fokus auf die Projektionsebene.

Auf den Monitoren sieht der Kardiologe die simulierten Röntgenprojektionen entsprechend den Einstellungen der Röntgenanlage.

### 3.9.4 Der Kardiologe

Der ärztliche verantwortliche Betreiber des Herzkatheterlabors muß die Anerkennung als Facharzt für Innere Medizin mit der Teilgebietsbezeichnung Kardiologie haben sowie einen Fachkundenachweis nach RÖV<sup>29</sup> besitzen [67].

Er muß über eine mehrjährige Erfahrung in der invasiven kardiologischen Diagnostik, den interventionellen Techniken, der kardiologischen Intensivmedizin und in der Indikationsstellung zu kardiochirurgischen Eingriffen verfügen.

Mindestens drei Jahre muß er ganztägig und kontinuierlich in der invasiven Kardiologie *unter Anleitung* tätig gewesen sein und mindestens bei *1000 diagnostischen Katheterisierungen des linken Herzens*, der Koronararterien und der großen herznahen Gefäße *selbständig* die Indikationsstellung, Durchführung und Befundung *unter Anleitung* in den letzten vier Jahren durchgeführt haben [67].

Darüber hinaus muß er in den letzten drei Jahren *unter Anleitung* selbständig die Indikationsstellung, die Durchführung und die Befundung von mindestens *300 therapeutischen Katheterinterventionen* unter Anleitung an Koronararterien durchgeführt haben.

---

<sup>29</sup>Röntgenverordnung

Von einem eigenverantwortlich tätigen Kardiologen sollte zum Nachweis eines ausreichenden Trainings- und Übungszustandes innerhalb eines Jahres mindestens 150 Katheterisierungen gefordert werden, davon mindestens 50 als therapeutische Eingriffe [4][157] (siehe auch Kapitel 4.1).

Wenn ein Kardiologe diese Auflagen nicht erfüllt, muß er nach der am 1. Oktober 1999 in Kraft getretenen Vereinbarung „Voraussetzungen gemäß §135 Abs. 2 SGB V zur Ausführung und Abrechnung invasiver kardiologischer Leistungen (Vereinbarung zur invasiven Kardiologie)“ [4] nachweisen, daß er innerhalb von sechs *aufeinander folgenden Monaten* mindestens 50 Katheterisierungen durchgeführt hat, davon mindestens 25 therapeutische Interventionen *unter Anleitung* eines befugten Arztes.

Für die Linksherzkatheteruntersuchung muß er in den letzten sechs aufeinander folgenden Monaten mindestens 50 Linksherzkatheteruntersuchungen unter Anleitung eines befugten Arztes durchgeführt haben.

Für eine kassenärztliche Zulassung sind innerhalb der letzten vier Jahre 1000 Linksherzkatheter und innerhalb der letzten drei Jahre 300 *PTCAs* notwendig.

### 3.9.5 Röntgenkontrastmittel

Da der Absorptionskoeffizient des Blutes dem des umliegenden Gewebes entspricht, kann man die Herzkranzgefäße unter Röntgendurchleuchtung nicht erkennen. Man muß den Absorptionskoeffizient der Gefäße bzw. des Blutes für Röntgenstrahlung durch Injektion mit einem geeigneten *Röntgenkontrastmittel* verändern. Dies muß für den Körper unschädlich sein und *via naturalis* ausgeschieden werden können.

Das Kontrastmittel stellt direkt das Binnenlumen der Gefäße dar und ermöglicht so eine bessere morphologische Abgrenzung sowie eine Funktionsuntersuchung.

Prinzipiell unterscheidet man zwei Arten von Kontrastmitteln: *negative* und *positive* Kontrastmittel.

Als *negative* Kontrastmittel bezeichnet man Zusätze, die eine geringere Dichte besitzen und deshalb den Absorptionskoeffizienten *verringern*. Dies führt zu einem schwarzen Kontrast, weil mehr Röntgenstrahlen ankommen. Solche negativen Kontrastmittel sind zum Beispiel  $_{20}\text{N}$ ,  $\text{N}_2\text{O}_2$  oder  $\text{CO}_2$ .

*Positive* Kontrastmittel sind Zusätze mit einer höheren Ordnungszahl, die die Röntgenstrahlung stärker absorbieren und deshalb einen helleren Kontrast liefern. In der Röntgendiagnostik kommen Jod und Barium zum Einsatz.

Barium ist nicht wasserlöslich und darf deshalb niemals ins Gewebe gelangen. Es wird beispielsweise zur Darstellung der Speiseröhre verwendet.

Jod dagegen ist wasserlöslich und im Allgemeinen nicht toxisch und kann leicht resorbiert werden. Deshalb ist das gängigste Kontrastmittel in der Angiographie *Jod*.

Es gibt zwei Anwendungsmöglichkeiten von Kontrastmittel: bei *Monokontrast* verwendet man entweder ein positives oder ein negatives Kontrastmittel, bei *Doppelkontrast* eine Kombination von positivem und negativem Kontrastmittel (beispielsweise für die Schleimhaut).

Um die Viskosität zu verringern, sollte das Kontrastmittel erwärmt werden. Die Viskosität bei Körpertemperatur ( $37^\circ$ ) ist nur etwa halb so groß wie bei  $20^\circ$ !

Das Kontrastmittel wird in der Regel manuell verabreicht. Infolge der hohen Viskosität sind bei Herzkatheterlängen von 100 bis 120 cm und Durchmessern von 7 F Spitzendrücke von über 100 N erforderlich [77].

Die mit maximaler Handkraft erzielten Kontrastmittelflüsse sind für die lokale Kontrastmittelkonzentration im Gefäß und damit für die Abbildungsqualität entscheidend.

Aufgrund der hohen Viskosität vermischt sich das Kontrastmittel auch nicht direkt mit dem Blut. Am Anfang, wenn der Kontrastmittelfluß noch nicht so hoch ist, wird nur ein Teil des Gefäßes gefüllt. Erst wenn der Fluß höher wird, vermischt sich das Kontrastmittel mit dem Blut in der Einspritzregion und hat dann annähernd die gleiche Konzentration über den gesamten Durchmesser.

Man unterscheidet die *Daumenspritzmethode*, bei der die Spritze zwischen Zeige- und Mittelfinger gehalten wird und mit dem Daumen der Kolben bewegt wird (erreichbare Flüsse bis  $2 \text{ ml s}^{-1}$ ) und die *Handballenmethode*, bei der statt des Daumens der Handballen benutzt wird (erreichbare Flüsse bis  $5 \text{ ml s}^{-1}$ ) [77].

Der manuell erreichte Fluß kann um die  $5 \text{ ml s}^{-1}$  betragen, je nachdem, nach welcher Methode man das Kontrastmittel injiziert [77]. Maximal kann man Flußraten bis zu  $24 \text{ ml s}^{-1}$  erreichen, dies gelingt aber nur maschinell.

Ab einer Kontrastmittelflußrate von  $14 \text{ ml s}^{-1}$  liegt die Reynoldszahl bei dem kritischen Wert von 1160 (ist katheterabhängig!). Dann läßt es sich nicht mehr vorhersagen, ob eine laminare oder turbulente Strömung vorliegt [77].

Für den Kontrastmittelfluß ist die Katheterwahl eine wichtige Größe. Neben der Haft und der Gleitreibung sowie der Torsionsstabilität ist der Durchmesser wichtig. Je kleinerkalibriger die Katheter sind, desto höhere Flüsse kann man erreichen. Die physikalischen Eigenschaften des Kontrastmittels, insbesondere die Eigenviskosität, spielen eine immer wesentlichere Rolle.

Das Kontrastmittel wird vom Gewebe absorbiert. Da das Blut (und damit das Kontrastmittel) in den Arterien wesentlich schneller als in den Kapillaren fließt, diffundiert nur ein verschwindend geringer Teil innerhalb der Arterien in das Gewebe. Deshalb kann man die Kontrastmittelkonzentration innerhalb der Arterien als konstant betrachten. Erst bei Flußgeschwindigkeiten von  $0,026 \text{ cm s}^{-1}$  in den Kapillaren wird das Kontrastmittel stark absorbiert.

Wenn sich das Blut wieder in den Venulen sammelt, ist die Kontrastmittelkonzentration so gering, daß man die Venen unter Röntgendurchleuchtung nicht sehen kann (deshalb kann man beim Herzen bei der Koronarangiographie auch nur die Arterien sehen!).

Eine wichtige Kenngröße für das Kontrastmittel ist der Jodgehalt, die *IDR* (Iodine Delivery Rate, Jodfluß pro Sekunde) [77].

$$IDR \left[ \frac{\text{mg Jod}}{\text{s}} \right] = \text{Jodgehalt} \left[ \frac{\text{mg Jod}}{\text{ml}} \right] \cdot \text{Kontrastmittelfluß} \left[ \frac{\text{ml}}{\text{s}} \right]$$

Die maximale Kontrastmittelmenge, die während der Intervention verabreicht wird, sollte nicht mehr als  $3 \text{ ml kg}^{-1}$  betragen bzw.  $300 \text{ ml}$  insgesamt überschreiten.

Ein weit verbreitetes Kontrastmittel ist *Ultravist 370*<sup>®</sup> der Firma Schering AG, Berlin/Bergkamen. Es hat einen Jodgehalt von  $370 \text{ mg Jod ml}^{-1}$ , eine Viskosität von  $9,5 \text{ mPa s}$  und eine Osmolalität<sup>30</sup> von  $0,77 \text{ osmol kg}^{-1}$ .

Andere Kontrastmittel sind beispielsweise *Urograin 76%*<sup>®</sup> mit einem Jodgehalt von  $370 \text{ mg Jod ml}^{-1}$ , einer Viskosität von  $8,9 \text{ mPa s}^{-1}$  und einer Osmolalität von  $2,1 \text{ osmol kg}^{-1}$  oder *Iotrolan* mit einem Jodgehalt von  $280 \text{ mg Jod ml}^{-1}$ , einer Viskosität von  $6,5 \text{ mPa s}$  und einer Osmolalität von  $0,27 \text{ osmol kg}^{-1}$ , beide ebenfalls von der Firma Schering AG.

Obwohl Iotrolan eine geringere Viskosität und eine geringere Osmolalität als die anderen beiden Kontrastmittel aufweist und deshalb verträglicher ist, ist der Angiographiekontrast aufgrund der geringeren Jodkonzentration doch schlechter [142].

Ein ideales Kontrastmittel sollte eine plasmaisotone Osmolalität, sowie eine möglichst geringe Viskosität aufweisen und das Elektrolytengleichgewicht nicht beeinflussen [142]. Vor allem die unphysiologischen, physiochemischen Eigenschaften führen zu kardialen Nebenwirkungen.

In Abhängigkeit der Beschaffenheit der Seitenkette wird das Kontrastmittel entweder über die Niere oder die Leber ausgeschieden. Das bei der Angiographie verwendete Kontrastmittel *Ultravist 370*<sup>®</sup> ist ein nierengängiges Kontrastmittel.

Aufgrund der hohen Osmolalität nimmt das intravasale Volumen innerhalb der Niere zu, und es findet eine zelluläre Dehydratation statt. Patienten, die sehr viel Kontrastmittel verabreicht bekommen haben, sollten viel trinken, damit das Kontrastmittel rasch ausgeschieden wird.

Wenn ein Patient eine Schilddrüsenüberfunktion, Nierenfunktionsstörungen oder eine Herzmuskelschwäche hat, muß der Arzt je nach Schweregrad der Erkrankung entscheiden, ob eine Angiographie empfehlenswert ist.

Für die Simulation der Röntgenprojektion ist die Absorptionseigenschaft und Konzentration der Kontrastmittel von entscheidender Bedeutung.

### 3.9.6 Auswahl geeigneter Projektionen

Die Darstellung der linken Koronararterie beginnt man mit einer  $10$  bis  $20^\circ$  RAO-Projektion. Diese Projektion liefert im allgemeinen eine gute Darstellung des linken Hauptstamms und vermittelt einen ersten Eindruck. Gute Einstellungen sollten möglichst wenige Überlappungen der proximalen Gefäße haben und den kranken Gefäßabschnitt unverkürzt darstellen. Zur sicheren Beurteilung sollten sie unverkürzt in zwei orthogonalen Projektionen erfaßt werden [126].

Nur ein zur Bildverstärkerebene paralleler Abschnitt wird unverkürzt in der Projektion dargestellt.

---

<sup>30</sup>Konzentration osmotisch (einseitige Diffusion durch eine semipermeable Membran) wirksamer Teilchen in  $1 \text{ kg}$  Lösungsmittel

Die rechte Koronararterie beginnt am besten mit einer *LAO-CRAN*-Schrägprojektion, um den Gefäßverlauf der *Crux cordis* zu erkennen. Da es sich bei der rechten Koronararterie in der Regel um unkomplizierte Gefäße handelt, ist die Auswahl der zweiten Projektion relativ einfach. Eine weitere *RAO-CRAN*-Schrägprojektion reicht in der Regel.

Da 75% der Stenosen exzentrisch im Gefäß liegen [126], kann es passieren, daß, wenn der Gefäßquerschnitt in der Stenose oval oder sogar schlitzförmig ist, ein Gefäß in einer Projektionsebene fälschlicherweise gesund aussieht.

Für die Angabe des Stenosegrades wählt man in der Praxis eine Projektion, in der die Stenose am ausgeprägtesten ist. Zwar wird auf diese Art die Stenose häufig überschätzt, die Wirksamkeit für die klinische Beurteilung jedoch besser erfaßt, da der kleinste Stenosedurchmesser entscheidend für den Querschnitt und damit den Blutfluß ist.

Nicht jede wünschenswerte Projektion ist erreichbar, da in bestimmten Winkeleinstellungen der Patient ein Hindernis ist (beispielsweise bei hohen cranialen Winkeln der Kopf). Zudem muß man aufpassen, daß die Gefäße nicht auf der Wirbelsäule oder dem Zwerchfell abgebildet werden, weil hier der Kontrast schlechter ist.

### 3.9.7 Komplikationen

Obwohl die Koronarinterventionen in den vergangenen Jahren immer komplexer geworden sind, hat die Anzahl der Komplikationen dennoch abgenommen.

Erwartungsgemäß nimmt das Risiko mit dem Alter und dem Ausmaß der Erkrankung zu. Aber auch bei jungen Patienten mit guter Leistungsfähigkeit und nur einem geringen angiographischen Befund ist das Risiko nicht gleich Null.

Ein Zeichen für drohende Gefäßkomplikationen ist, daß der Patient beim Vorschieben des Katheters Schmerzen verspürt.

Gefäßkomplikationen sind beispielsweise die *Dissektion*, *Perforation* oder *Koronarspasmen*.

Dissektion bedeutet ein Einriß der Gefäßwand, so daß Blut zwischen den einzelnen Schichten der Gefäßwand entlangläuft (entweder subintimal oder submedial). Durch einen solchen Einriß kann ein Blindsack entstehen, der das Gefäß verschließt.

Während der Ballondilatation kommt es fast immer zu einer Dissektion, weil elastische Rückstellkräfte überwunden und plastische Verformungen eingeleitet werden müssen. Angiographisch sichtbare Dissektionen kommen in etwa 30% der Fälle vor [51], sind aber in der Regel bedeutungslos.

Das Durchbohren der Gefäßwand oder der komplette Einriß nennt man *Perforation*. Die Verwendung sehr steifer Drähte und großer Ballondurchmesser begünstigt eine Perforation.

*Spontane Koronarspasmen*<sup>31</sup> treten mit einer Wahrscheinlichkeit von 1 bis 3% auf. Spasmen können auch mechanisch (durch Instrumente) induziert werden. Dann kön-

---

<sup>31</sup> Verengung der Herzkranzgefäße

nen die Instrumente in den Koronargefäßen behindert werden oder sogar stecken bleiben. Gefäßspasmen sind nicht zu erkennen. Man bemerkt sie nur, wenn man den Katheter nicht bewegen kann oder ein schmerzhafter Widerstand gegen die Katheterbewegung auftritt.

Die häufigste Komplikation nach einer Katheterintervention ist das *Hämatom*<sup>32</sup>, das meistens dadurch zustande kommt, daß die Kompression auf der Punktionsstelle ungenügend ist oder die Katheter sehr häufig gewechselt wurden.

Das Hämatom zählt zu den leichten Komplikationen und tritt mit einer Wahrscheinlichkeit von um die 1% auf [190]. Auch „leichte“ Hirnembolien (ein kleiner Schlaganfall, der nur kurze Zeit andauert und sich von alleine wieder zurückbildet), Vorhofflimmern, leichte Herzrhythmusstörungen, Extrasystolen und Thrombosen gehören zu dieser Kategorie.

Bedeutende Komplikationen treten mit einer Wahrscheinlichkeit von unter 0,05% auf [190]. Die gefürchtetste Komplikation ist der *akute Herzinfarkt*. Andere sind beispielsweise Kammerflimmern, Herzstillstand, Schlaganfall, lebensbedrohliche Blutungen und periphere Embolien, die zum Tod führen. Die Dissektion ist eine potentiell schwere Komplikation, da sie mit einem Gefäßverschluß verbunden sein kann.

Große Sammelstatistiken zeigen Mortalitätsraten von 0,10 bzw. 0,11% [75][76]. Die Mortalität nimmt mit wachsender Erfahrung und steigender Fallzahl pro Labor und Untersucher deutlich ab. Nur Zentren, die mehr als 600 Fälle pro Jahr erreichen, kommen auf Mortalitätsraten unter 0,1% [9][116].

Untersuchungen von 1996 der niedergelassenen Invasivkardiologen zeigen Mortalitätsraten von 0,05% bei der *PTCA*. Betrachtet man die Mortalitätsrate einschließlich vier Wochen nach der *PTCA*, beträgt sie sogar 0,4% [150].

Die Anzahl der Notfalloperationen ist seit dem Einsatz von Stents zurückgegangen. Wenn es während einer Intervention zu einer Dissektion oder Perforation kommt, kann man die Gefäßwand mit einem Stent stabilisieren. Notfallmäßig wird in 4,9% der Fälle ein Koronarstent implantiert. Not-Bypassoperationen sind aus diesem Grund nicht mehr so häufig.

In den USA, wo die Verfügbarkeit der Stentmodelle limitiert ist und die Untersucher auch weniger erfahren sind, liegt die Not-Bypassoperation mit Raten zwischen 1,4 und 1,6% über der Rate der Bundesrepublik Deutschland (0,6%) [150].

Chirurgische Eingriffe sind auch notwendig, wenn man einen Stent während der Platzierung verliert und ihn weder mit Fangsystemen erreicht noch mit einem zweiten Stent in der Wand fixieren kann.

Neben den oben genannten Komplikationen gibt es noch *Kontrastmittelkomplikationen*. Man unterscheidet zwischen leichten Reaktionen wie Übelkeit und Erbrechen (etwa 1%), mittelschweren wie Juckreiz, Hautausschlag mit Quaddeln und leichten Atembeschwerden (0,5%) und schweren Reaktionen wie Verkrampfung der Bronchien, gefährlichen Schwellungen des Kehlkopfes und Schock (etwa 0,01%, davon 0,0005% tödlich).

---

<sup>32</sup>Bluterguß



Etwa 75% aller schweren Kontrastmittelzwischenfälle ereignen sich in den ersten fünf Minuten nach der Injektion und 90% innerhalb der ersten 15 Minuten. Schwere Reaktionen treten selten spät auf, die typischen Spätreaktionen sind Juckreiz und Übelkeit.

Komplikationen während der Simulation ermöglichen dem Kardiologen, sich auf Notfallsituationen einzurichten. Er lernt, wie man richtig reagiert und welche Möglichkeiten es gibt, die Komplikation zu beheben.

### 3.9.8 Erfolgskontrolle

Eine PTCA gilt als erfolgreich, wenn eine mehr als 20%ige Verbesserung des Lumen-durchmessers und gleichzeitig eine Reduktion der Stenose auf unter 50% ohne interventionsbezogene Komplikationen (wie beispielsweise ein akuter Myokardinfarkt) erreicht wurde. Liegt die Reststenose unter 38%, dann liegt ein gutes Resultat vor [51].

Heutzutage liegt die Erfolgsrate bei mehr als 95%, bei einer Rekanalisation zwischen 50 und 70% [51]. Komplikationen kommen immer seltener vor.

Beim Einsatz von Stents liegt die Erfolgsrate sogar zwischen 95 und 97%.

## 3.10 Die Herzkatheterintervention

### 3.10.1 Die Geschichte der Katheteruntersuchungen

Die ersten Katheteruntersuchungen wurden schon vor über 5000 Jahren von den Ägyptern und Griechen durchgeführt [189]. Als Katheter dienten damals Bronze-, Silber- oder Goldröhrchen, mit denen man Einläufe durchführte. Mit einer tierischen Blase hat man sogar am Rektum erste Ballondilatationen durchgeführt.

Gegen 400 vor Christus wurden ausgehöhlte Schilfrohre als Katheter benutzt, um mit Hilfe von Luft und Wasser die Funktion der Herzklappen an Leichen zu studieren.

1733 führte der englische Pfarrer Stephen Hales an einem lebenden Pferd die erste Herzkatheteruntersuchung durch. Sein Ziel war es, den Druck im Ventrikel zu messen.

Der Begriff „Herzkatheter“ wurde erst 1844 von dem französischen Physiologen Claude Bernard geprägt [42]. Bernard benutzte Katheter, um den Druck und die Temperatur im Herzen von Tieren zu messen.

Den ersten Herzkatheter am Menschen legte der Urologe Werner Forßmann in einem Selbstversuch 1929. Er führte einen Ureterkatheter<sup>33</sup> in eine Vene seines linken Armes ein und schob ihn bis zum rechten Atrium seines eigenen Herzens. Die Lage der Katheterspitze dokumentierte er in einer Röntgenaufnahme [58]. 1956 erhielt er dafür den Nobelpreis.

Die diagnostische Koronarangiographie wurde 1958 von Mason Sones entwickelt.

Die therapeutischen Möglichkeiten der Katheterintervention entdeckte der Radiologe Charles Dotter 1964 zufällig. Er passierte eine periphere Arterie einer 82-jährigen

---

<sup>33</sup>Harnleiterkatheter

Patientin, deren Bein amputiert werden sollte, mit einem Führungsdraht. Über diesen Draht schob er einen Katheter, welcher das Verschlußmaterial in die Gefäßwand preßte. Durch Wiederholen der Prozedur mit immer größeren Kathetern (Bougierkathetern) erfolgte eine vollständige Rekanalisierung. Das auf diese Weise geöffnete Gefäß blieb offen und es bildete sich eine neue, glättende Gefäßinnenhaut (die sogenannte *Neointima*).

Werner Porstmann hatte 1973 die Idee, die Dottermethode zu verfeinern, indem er statt verschieden großer Katheter einen Ballon mit einer definierten Länge einführte, der sich erst im Bereich der Stenose entfaltete [128].

Diese Methode wurde erst durch Andreas Grüntzig 1974 bekannt. Zusammen mit dem Ingenieur für Kunststofftechnik Andreas Hopf entwickelte er neues Ballonmaterial. Die ersten Ballons wurden von Grüntzig selbst in seiner Küche am Wochenende oder in der Nacht hergestellt, bis 1976 die Firma *Schneider und Cook* die Produktion übernahm.

1977 wurde die erste *PTCA* am wachen Patienten in Zürich ausprobiert und 1980 hatte man bereits 1000 Eingriffe durchgeführt.

1982 sind Ballonkatheter nach dem *Over-the-wire*-Prinzip eingeführt worden. Die ersten *Stents*<sup>34</sup> wurden 1984 aus gehärtetem, nicht rostendem Federstahl in ersten Studien von Dierk Mass untersucht.

Der erste selbstexpandierende Stent in einer menschlichen Koronararterie wurde 1986 von Jacques Puel implantiert. 1987 veröffentlichte Gary Roubin eine Untersuchung von ballonexpandierbaren Stents an Hunden.

### 3.10.2 Daten rund um die *PTCA*

Seit 1985 werden die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland regelmäßig von der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie ausgewertet [105]. Im Jahr 2002 waren die Angaben von 437 Kliniken und Praxen Grundlage.

Eine Koronarintervention dauert im Schnitt 44,5 ( $\pm 25$ ) Minuten, wobei 138 *ml* Kontrastmittel verbraucht werden (1998). 1996 betrug die mittlere Kontrastmittelmenge noch 164 *ml* und die Untersuchungsdauer lag bei 57 Minuten [150][153].

Wie aus Tabelle 3.4 ersichtlich wird, ist die Zahl der diagnostischen Katheter um 2,8% und die der Koronarinterventionen um 8,3% gegenüber dem Vorjahr gestiegen.

Bei der steigenden Anzahl der Herzkathetereingriffe kommt auch immer wieder das Argument, daß es in Deutschland zu viele Herzkathetereingriffe gibt [29]. Wieviele Linksherzkathetereingriffe bzw. *PTCAs* zur adäquaten Versorgung der Bevölkerung wirklich erforderlich sind, wurde bislang noch nicht beantwortet.

Vergleiche mit anderen europäischen Staaten, insbesondere mit Frankreich und Italien, sind aufgrund unterschiedlicher Lebensweisen, Ernährung und genetischer Aspekte sehr unsicher [137][169].

---

<sup>34</sup>Gefäßstützen

<i>Jahr</i>	<i>diagnostische Herzkatheter</i>	<i>Koronarinterventionen</i>
1984	56797	2809
1985	66463	4491
1986	91344	7999
1987	114040	12083
1988	131407	16923
1989	146089	23360
1990	175997	32459
1991	214267	44528
1992	246115	56267
1993	279882	69804
1994	357747	88380
1995	409159	109669
1996	452016	125840
1997	478837	135925
1998	515510	153257
1999	561623	166132
2000	594898	180336
2001	611882	195280

Tabelle 3.4: **Die Entwicklung der Leistungszahlen****Herzkatheterlabore in der BRD in der Erwachsenenkardiologie**

Bis 1990 sind nur die Zahlen der alten Bundesländer erfaßt [105].

Im Jahr 1998 stand Deutschland hinsichtlich der *PTCA* pro einer Million Einwohner mit 1667 Eingriffen an dritter Stelle hinter Holland mit 1933 und Belgien mit 1669.

Auch in Deutschland ist die Häufigkeit der Katheteruntersuchungen regional unterschiedlich. Hier konnte ein direkter inverser Zusammenhang zwischen der Häufigkeit von Herzkatheteruntersuchungen und der kardiovaskulären Mortalität gezeigt werden: Regionen mit erhöhter Zahlen Herzkatheteruntersuchungen haben eine geringere Mortalität [28].

In Großbritannien wurden 26% der Patienten, bei denen eine eindeutige *PTCA*-Indikation gegeben war, konservativ behandelt. Daraufhin hat sich der klinische Verlauf verschlechtert [71].

Umstritten ist die routinemäßige Kontrollangiographie sechs Monate nach der Stent-implantation [51][133].

Bei der Bedarfsrechnung sollte man aber nicht vergessen, daß die Überlebensrate nicht der einzige Maßstab sein darf. Die Lebensqualität der Patienten ist mindestens genauso wichtig. Wissenschaftlich kann man die Lebensqualität sehr schlecht quantifizieren [7].

### 3.11 Qualitätssicherung in der Medizin

1995 wurde eine neue *Zentralstelle der Deutschen Ärzteschaft zur Qualitätssicherung in der Medizin* gegründet [147]. Das Ziel der Qualitätssicherung ist es, sowohl den Patienten als auch den Medizinern Hilfestellungen zu geben.

Qualitätssicherung ist ein sensibler Bereich, der schwierig durchzuführen, zeitintensiv und teuer ist. Die Qualität wird nach DIN EN ISO 8402 festgelegt [61]. Das gibt aber lediglich Auskunft über den Ablauf, nicht über die Qualität der Indikation, der technischen Durchführung und der Ergebnisse.

Die Approbation allein sollte nicht zur Durchführung aller ärztlichen Leistungen berechtigen. Neue Methoden und Erkenntnisse aus wichtigen wissenschaftlichen Studien machen ein ständiges Training erforderlich. Zudem zwingt die Budgetierung zu einer gezielten und sinnvollen Steuerung der Medizinausgaben.

Ein vorrangiges Ziel des Qualitätsmanagements ist die Vermeidung einer unnötigen Krankenhauseinweisung. Je nach Definition sind zwischen 6 und 40% aller Krankenhauseinweisungen unnötig [94].

Politiker vermuten bei „Qualitätssicherung“ ein Instrument zur Lenkung des Flusses von Geldmitteln, während Ärzte darin meist die Garantie der medizinischen Qualität bestimmter Leistungen verstehen [147].

Die größte Herausforderung an die Qualitätssicherung für Koronarinterventionen ist die Prüfung der Indikationen. Selbst erfahrene Gutachter stimmen hier nur selten vollständig überein [18][149].

Ein anderes Problem ist die Frage, ob man die Daten offen oder anonym erfaßt, wer sie auswertet und welche Konsequenzen man daraus zieht.

### 3.12 Neuere interventionelle Verfahren

Neue interventionelle Verfahren zur Behandlung von Koronarstenosen und Koronarverschlüssen wurden in den letzten Jahren entwickelt, um Limitationen der konventionellen Ballondilatationen (z.B. Restenoseraten zwischen 30 und 50%, niedrige Erfolgsraten bei komplizierten Stenosen) zu umgehen, und um akute Komplikationen nach einer *PTCA* zu vermeiden.

#### 3.12.1 Direktionale Atherektomie

Der *Atherektomiekatheter* ist ein Katheter, der an seinem distalen Ende ein Gehäuse mit einer längsgerichteten Öffnung besitzt. In dieser Kammer rotiert ein Kolben mit scharfer Kante, der die Stenose schichtweise abträgt (siehe Abbildung 3.12). Das abgetragene Material wird in ein Reservoir am vorderen Ende der Kammer hineingeschoben.

Die Katheter sind vergleichsweise groß und steif und eignen sich deshalb zur Abtragung großer Plaquemengen in proximal gelegenen großen Koronarabschnitten.

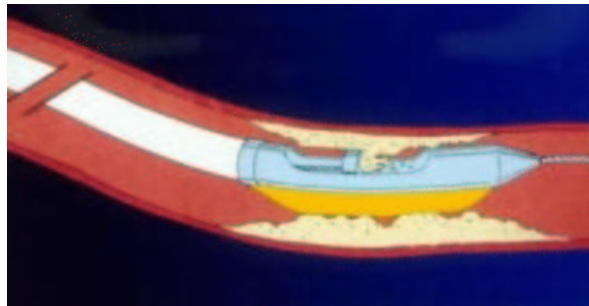


Abbildung 3.12: **Schemazeichnung eines Atherektomiekatheters**

Der Atherektomiekatheter schabt das Plaque von der Gefäßwand ab. Mit einem kleinen aufblasbaren Ballon wird der Katheter an die Gefäßenge gepreßt. Ein rotierendes, von außen mit einem Elektromotor mit 2000 Umdrehungen pro Minute angetriebenes Schälmesser schneidet die Ablagerung ab und hält diese in einem Reservoir fest.

Dieses Konzept wurde 1985 von Simpson [158] eingeführt und in mehreren Studien mit der konventionellen Ballondilatation verglichen [19][167][50]. Die Reststenose- und die Restenoserate sind zwar geringer, aber die Anzahl der Komplikationen ist höher.

Zum jetzigen Zeitpunkt kann eine generelle Anwendung der Atherektomie noch nicht empfohlen werden [51]. Nur bei großen Gefäßen (mehr als 3 mm Durchmesser) und geeigneter Anatomie (gerades Segment, Stenosenlänge unter 15 mm) könnte man den Katheter bei entsprechender Erfahrung einsetzen.

### 3.12.2 Laserangioplastie

Bei der *Laserangioplastie* erhitzt ein Laserkatheter lokal die Stenose auf 80 bis 100°C und zerstört auf diese Weise die Verkalkung (*thermisches Verfahren*) bzw. trägt den Plaque mit einem gepulsten, ultravioletten Laser ab.

Auf diese Weise kann man nur einen Teil des Verschlußmaterials entfernen, da der Laserkanal kaum größer als der Laserkatheter sein kann. Besonders für die Rekanalisation komplexer Verschlüsse oder langer Verschlußstrecken sind Laserkatheter geeignet. Wichtig dabei ist, daß der Kardiologe die Abtragungsrate berücksichtigt und den Laserkatheter langsam vorschiebt.

Bei mehr als 90% der Laserablationspatienten muß anschließend noch die Stenose dilatiert werden [79]. Die Erfolgsraten von Laserablation und konventionellen PTCA sind etwa gleich, ebenso die Komplikationsrate. Die Restenoserate lag mit 52% in der Lasergruppe höher als bei der alleinigen PTCA-Gruppe (41%) [51].

Generell wird der Einsatz der Lasertechnik heutzutage noch nicht empfohlen [51].

### 3.12.3 Rotationsangioplastie

Im Gegensatz zur Atherektomie rotiert bei der *Rotationsangioplastie* die Katheterspitze und bearbeitet das Verschlußmaterial. Je nach Umdrehungszahl wird das Verschlußmaterial verdrängt oder abgeschliffen.

Der Einsatz der Rotationskatheter hat eine höhere Komplikationsrate und ist nur speziellen Fällen vorbehalten. Meist kann der Rotationskatheter alleine nicht eine ausreichende Rekanalisation durchführen. Deshalb muß in etwa 56% aller Fälle anschließend eine Ballondilatation durchgeführt werden [188].

### 3.12.4 Bypass

Ein *Bypass*<sup>35</sup> wird gelegt, wenn der Hauptstamm oder große Kranzgefäße verengt sind und das Risiko besteht, daß ein großer Herzmuskelbereich aufgrund eines Infarktes ausfällt. Mit einem kurzen Venenstück, das man aus dem Schenkel entnommen hat, überbrückt man die verschlossene Stelle, indem man das Stück einnäht. Nach kurzer Zeit bildet dann die Vene ihre Wände um und wird zu einer richtigen Arterie.

Damit der Arzt überhaupt das Herz erreicht, muß er das Brustbein der Länge nach aufsägen und den Brustkorb aufklappen. Anschließend wird das Herz an eine Herz-Lungen-Maschine angeschlossen.

Eine Bypassoperation kommt in Betracht, wenn dem Betroffenen wegen einer instabilen Angina Pectoris ein Herzinfarkt droht, alle drei großen Herzerterien verengt sind oder der Hauptast der linken Herzerterie verstopft ist, so daß das Herz bei Anstrengung nicht mehr genügend Sauerstoff erhält.

Wenn sich dagegen die Stenosen in kleinen Verzweigungen befinden, längere Arterienabschnitte verstopft sind oder der Betroffene schon mehrere Infarkte hatte und das Herz von den Narben stark erweitert ist, sollte man keine Bypassoperation durchführen [200].

In der 20-jährigen Beobachtungsphase zwischen Bypass- und *PTCA*-Interventionen hat man bezogen auf das Mortalitätsrisiko bislang noch keine signifikanten Differenzen gefunden [47].

Auch ist die *PTCA* aufgrund der hohen Restenoserate von ca. 30% nicht kostengünstiger als die Bypassoperation [154].

## 3.13 Die Zukunft

Es gibt mittlerweile verschiedene nicht-invasive diagnostische Methoden für den kardiovaskulären Bereich wie Doppler-Echokardiographie, Magnetresonanztomographie und die Computertomographie (Spiral-CT, Mehrzeilen-CT).

Diese Methoden gibt es schon seit einigen Jahren, aber die Bildgebung ist bislang nur eingeschränkt für die Herzkranzgefäße aussagekräftig. Zukünftige Entwicklungen

---

<sup>35</sup>Umleitung

bezüglich räumlicher und zeitlicher Auflösung eröffnen hier ein neues Feld für Diagnosen.

Muß man anschließend eine Therapie durchführen, wie bei einer instabilen Angina pectoris oder akuten Koronar-Syndromen, ist die herkömmliche Methode (Angiographie) vorzuziehen.

### 3.13.1 Computertomographie

Der große Vorteil der computertomographischen Diagnostik besteht darin, daß man die Gefäßverkalkung erfassen, die Wandstruktur größerer Gefäße beurteilen und die Lumenweite des Gefäßes exakt bestimmen kann. Bei Verwendung von Röntgenkontrastmittel während der Aufnahme kann das gesamte Ausmaß der koronaren Atherosklerose erkannt werden.

Seit 2001 kann man mit einer effektiven Aufnahmezeit von 250 ms, einer Schichtdicke von 1,25 mm und einem Atemanhalten von 35 s eine kontrastverstärkte Untersuchung des gesamten Herzens bei einem Mehrzeilen-CT-Gerät (vier Zeilen) durchführen. Damit ist die räumliche Auflösung des CT der Herzkatheteruntersuchung um den Faktor 10 unterlegen und eine Stenosegradbestimmung nur bedingt möglich [25]

Mit 16-Mehrzeilen-Spiral-CT kann man eine rekonstruierte Schichtdicke von 0,75 mm (bei 0,5 mm Inkrement) erreichen [74].

Mit dem neuen Gerät *Somatom* der Firma Siemens kann man innerhalb von 20 Sekunden und Atemanhalten die Herzkranzgefäße darstellen [5]. Während eines Umlaufs werden 16 Bilder erzeugt (das entspricht 40 Bildern pro Sekunde). Die entstehende große Datenmenge wird anschließend ca. 1 1/2 Stunden weiterverarbeitet.

Ist der Herzschlag unregelmäßig, kann man das resultierende Querschnittsbild nicht mehr korrekt zuordnen. Neben dem regelmäßigen Herzschlag muß die Pulsfrequenz unter 60 Schlägen pro Minute liegen.

Bis zu 30% der Koronargefäßabschnitte sind nicht auswertbar. Entweder sind die Gefäße zu klein oder zu schlecht durchblutet, was bedeutet, daß zu wenig Kontrastmittel in den Gefäßen ist. Auch die kritischen Regionen (Nahtstellen), der Anschlußbereich zwischen Aorta und Bypass bzw. Bypass und Koronararterie, sind nicht scharf genug darstellbar und damit nicht sicher beurteilbar [8].

Stents und ausgedehnte Verkalkungen lassen Aussagen über Stenosen in diesem (nicht-auswertbaren) Bereich nicht zu [8].

Bei jedem zweiten Mann ab 45 und jeder zweiten Frau ab 55 Jahren ist der Koronarkalk nachweisbar [8]. Die Problematik besteht darin, wie die Kalkmenge interpretiert wird.

Die Röntgenkontrastmittelmenge entspricht der der Herzkatheteruntersuchung (80 bis 160 ml), so daß auch hier eine Kontrastmittelkomplikation auftreten kann. Zudem ist die Strahlenbelastung höher.

### 3.13.2 Kernspintomographie

*Kernspintomographie* (Magnetic Resonance Tomography (*MRT*) bzw. Nuclear Magnetic Resonance (*NMR*)) ist eine nichtinvasive Methode, um ausgezeichnete dreidimensionale anatomische Bilder zu erhalten. Da die Kernspintomographie Magnetfelder anstelle von Röntgenstrahlung benutzt, ist sie eine der schonendsten Untersuchungsmethoden, die es gibt, ist aber auch sehr teuer.

Medizinisch relevante, kernspingeegnete Elemente sind Wasserstoff  $^1H$ , Phosphor  $^{31}P$ , Natrium  $^{23}Na$ , Kohlenstoff  $^{13}C$  und Fluor  $^{19}F$ . Klinisch relevant ist bisher nur die Protonenbildgebung [148].

Die Atomkerne des Körpers werden in einem hohen Magnetfeld mit Feldstärken meist zwischen 0,5 und 1,5 *Tesla* ausgerichtet und durch eine elektromagnetische Welle im Radiofrequenzbereich (beispielsweise 64 *MHz* für Wasserstoff bei 1,5 *Tesla*) wird die Magnetisierung in Form von Spinpaketen ausgelenkt. Beim Zurückklappen in das Energieminimum wird Radiostrahlung freigesetzt und detektiert. Aus der detektierten Wellenform wird das Bild rekonstruiert, indem geeignete Sequenzen von Radioimpulsen und Gradienten angewendet werden [148].

Beim Kernspin gibt es zwei wichtige Zeiten: die  $T_1$ -Zeit (*spin lattice*) charakterisiert die longitudinale Relaxation, die Zeit der Wiederausrichtung im Magneten die Auskunft über die *Protonendichte* gibt. Die kleinere  $T_2$ -Zeit (*spin spin*) beschreibt die horizontale Dephasierung und dient dazu, den Blutfluß in bestimmter Richtung und Stärke darzustellen.

Das Zeitintervall zwischen den Ablenkungen ist die *Repetitionszeit TR*. Das zurückkommende Signal, das *Echo*, wird in Abhängigkeit von der gewählten *Echozeit TE* registriert.

Klinisch werden vor allem zwei unterschiedliche Standardsequenzen eingesetzt: Bei der *Spin-Echo-Technik (SE)* wird das Echosignal durch einen zusätzlichen 180°-Impuls induziert. Die Repetitionszeit und die Echozeit sind relativ lang. Die neuere *Gradienten-Echo-Technik (GE)* induziert das Echo mit Gradientenspulen. Die Repetitionszeit (um die 50 *ms*) und die Echozeit (7 bis 13 *ms*) sind wesentlich kürzer als in der alten Spin-Echo-Technik [148].

Die Spin-Echo-Technik wird in der Kardiologie überwiegend zur Erfassung der Morphologie, die Gradienten-Echo-Technik überwiegend zur Beurteilung von Funktion und Fluß angewendet [148].

In der Kardiologie ist die Kernspintomographie bislang im Wesentlichen auf Patienten mit komplexen, angeborenen Herzfehlern, Erkrankungen der großen Gefäße des Perikards, Herztumoren und Kardiomyopathien beschränkt [144].

Für die Koronararterien ist die Darstellung aufgrund der Bewegungsartefakte, der Kleinheit und der Schlingelung der Koronargefäße bislang noch unzureichend und mit erheblichen Unsicherheiten belastet [144][148]. Zudem ist die Bildrate für die Auswertung eines Zyklus' und die Auslösung zu gering.

Eine qualitative Aussage zum Verlauf der proximalen und mittleren Gefäßabschnitte ist jedoch sehr einfach. Auch können in vielen Fällen abnormale Ursprünge aufgezeigt



werden. Der Verlauf anterior oder posterior zur Aorta ist dagegen oft nur schwer zu beurteilen [88][127].

Schon heute kann man strukturelle Details von Herzklappen gut sichtbar machen, so daß man über kurz oder lang aufgrund der immer schnelleren Bildgebung in Zukunft wahrscheinlich auch die Koronararterien darstellen kann. Gerade die Darstellung des Blutflusses in den Koronararterien bietet eine gute Möglichkeit, die Infarktausdehnung beurteilen zu können.

Die Aufnahmezeiten sind, obwohl man mit der Gradienten-Echo-Technik kürzere Aufnahmezeiten von 6 bis 10 Minuten erreicht, noch immer für die Erfassung von Wandbewegungsstörungen zu lang. Zudem ist die Schichtdicke mit 1 mm pro Schicht sehr grob [148]. Damit ist die Auflösung vom MR um den Faktor 2 bis 4 geringer als beim CT.

Die Vorteile der Kernspintomographie sind, daß man keine Präparate einnehmen muß, es keine ionisierende Strahlung gibt, der Weichteilkontrast sehr gut dargestellt wird, eine hohe Sensivität hat, man Temperatur- und Flußmessungen durchführen kann und sowohl 2D-Schichten als auch 3D-Volumenmessungen möglich sind.

Zudem kann man über eine Vitalitätsdiagnostik zwischen abgestorbenem und vernarbtem und noch vitalem Herzmuskeln unterscheiden. Auf diese Weise weiß man, ob es sich lohnt, die Durchblutung wieder herzustellen. Diese Methode ist aber noch nicht zuverlässig genug.

Ein großer Nachteil ist seine Empfindlichkeit auf metallische Gegenstände (Nägel, Tattoos, Piercing, ...), so daß Patienten mit Herzschrittmachern Probleme bekommen. Da die Kernspinnröhre eine enge Röhre ist, kann man Patienten mit Klaustrophobie nicht untersuchen. Manchmal kann es zu Verbrennungen führen (besonders bei Tätowierungen oder Schminke).

Auch bei der Kernspintomographie kann es, wenn auch mit einer sehr niedrigen Wahrscheinlichkeit, zu Komplikationen wie Herzrhythmusstörungen oder akuten Dekompensationserscheinungen kommen [144].

### 3.13.3 Ultraschall

*Farbkodierte Duplexsonographie* hat die diagnostische Aussagekraft erheblich verbessert. Sie hat eine sehr hohe räumliche und zeitliche sowie eine gute Kontrastauflösung.

Es lassen sich sowohl das perfundierte Lumen als auch die Gefäßwand darstellen und pathologische Veränderungen nachweisen. Zudem kann man durch die Messung der Flußgeschwindigkeit und des Flußvolumens eine funktionelle Beurteilung durchführen.

Aufgrund der Bewegung und der Größe der Koronararterien kann man den Ultraschall für die Herzkranzgefäße nicht einsetzen, da es zu viele Artefakte gibt. Zudem ist er sehr stark vom Untersucher abhängig, so daß eine große Fehlerrate bei der Beurteilung zu erwarten ist.

Für die Diagnostik der Koronararterien führt nur der intravasale Ultraschall zu verwertbaren diagnostischen Ergebnissen [64], bei dem die Ultraschallsonde *in* das Gefäß

eingeführt wird. Der intravasale Ultraschall ist sehr aufwendig und erlaubt nicht den Überblick über große Gebiete. Zudem muß man die Navigation der Sonde unter Röntgendurchleuchtung überwachen.

### 3.14 Biplane 3D-Rekonstruktion

Bei der Röntgendurchleuchtung wird ein mit Kontrastmittel gefüllter Gefäßbaum auf einem Bildverstärker abgebildet. Das Problem bei Röntgenaufnahmen ist, daß das Bild keine Tiefeninformation besitzt. Liegen beispielsweise zwei mit Kontrastmittel gefüllte Gefäße übereinander, sieht man, daß die Röntgenstrahlen an dieser Stelle stärker absorbiert werden. Man kann aber keinerlei Aussage treffen, welches Gefäß zuerst von den Röntgenstrahlen durchleuchtet wurde (siehe Abbildung 3.13).

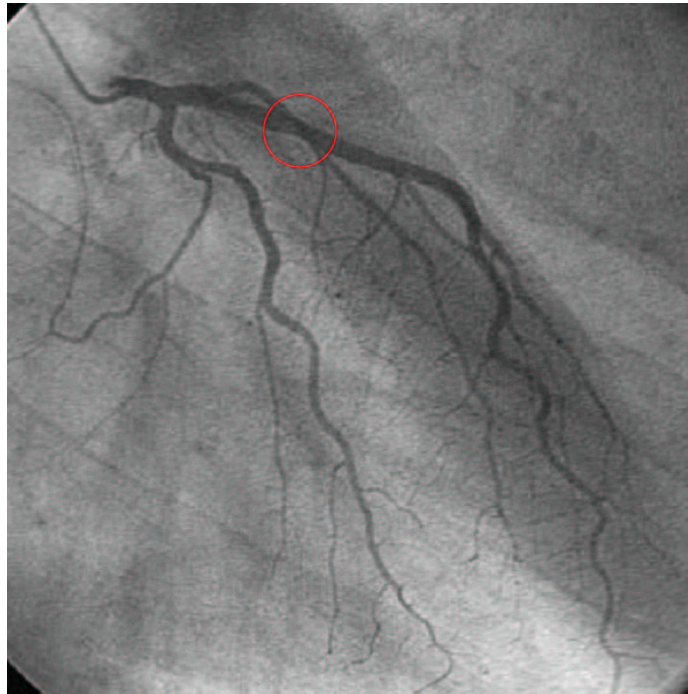


Abbildung 3.13: **Eine Röntgenprojektion besitzt keine Information über die Tiefe**

Es ist hier nicht möglich, eine Aussage darüber zu treffen, ob das dünnere Gefäß vor oder hinter dem dickeren liegt.

Dreidimensionale Strukturen sind aus Röntgenbildern nur indirekt zu erkennen. Je dunkler ein bestimmtes Objekt in der Projektion ist, desto stärker wird die Röntgenstrahlung absorbiert und desto länger ist in der Regel die Durchleuchtungslänge. Dies bedeutet, daß das Objekt in Strahlrichtung ausgedehnt ist.

Wenn man zwei simultan aufgenommene Röntgenprojektionen aus unterschiedlichen Richtungen hat, kann man durch Rekonstruktion die 3D-Struktur des Gefäßbaums

weitgehend zurückberechnen [173][184].

Die Voraussetzungen dafür sind, daß man den Gefäßbaum in den Röntgenprojektionen zunächst einmal segmentiert hat und alle Projektionsparameter kennt. Diese Parameter sind die Position im Raum, gegeben durch den *Rotations-* und *Angulationswinkel*, der *Abstand Fokus - Bildverstärker* und der *Abstand Fokus - Isozentrum* und die *Bildmitte* des Bildverstärkers.

### 3.14.1 Korrespondenzproblematik

Punkte, die zusammen gehören, liegen in der *konfokalen Ebene* (siehe Abbildung 3.14). Befindet sich mehr als ein Objektpunkt in dieser Ebene, ergeben sich Mehrdeutigkeiten, die nur begrenzt aufgelöst werden können (siehe Abbildung 3.15).

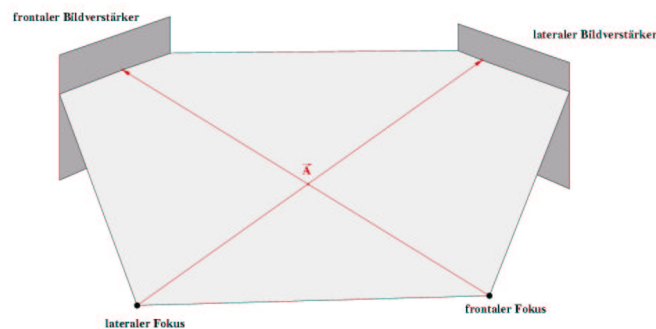


Abbildung 3.14: **Die konfokale Ebene**

Die konfokale Ebene wird durch die (punktförmigen) Röntgenquellen und die Bildpunkte auf den Bildverstärkern definiert.

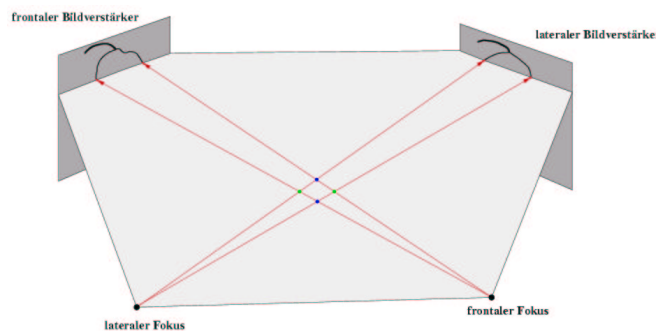


Abbildung 3.15: **Die Korrespondenzproblematik**

Die im frontalen und lateralen Bildverstärker markierten Bildpunkte können sowohl von dem blauen als auch von dem grünen Punktepaar erzeugt werden. Eine eindeutige Zuordnung ist nicht möglich.

Mehrdeutigkeiten könnte man mit einer dritten Projektion auflösen. In der Praxis gibt es aus Platzgründen keine Anlagen mit drei Röntgendetektoren.

Zwar könnte man die dritte Projektion später aufnehmen, aber aufgrund der sehr raschen Bewegung der Herzkranzgefäße ist die Zuordnung nicht genau genug. Kleine Verschiebungen in der Projektion führen zu Abweichungen in der Rekonstruktion.

Eine einfache Lösung wäre es, den Durchmesser der beiden Segmente zu vergleichen. Krankhafte Gefäße können aber von verschiedenen Projektionsrichtungen unterschiedliche Durchmesser haben. Zudem versagt diese Methode, wenn die beiden Gefäße ungefähr gleich dick sind (siehe auch Kapitel 3.14.5).

### 3.14.2 Punktrekonstruktion

Für die biplane Rekonstruktion wird die Röntgenquelle als punktförmig angenommen.

Die Raumkoordinaten des Gefäßbaums werden im globalen Koordinatensystem beschrieben, dessen Ursprung im Isozentrum des biplanen Stativsystems liegt [181].

Der Raumpunkt  $\vec{A}$  wird im globalem Koordinatensystem beschrieben, dessen Ursprung im Isozentrum des biplanen Systems liegt. Der Bildstrahl  $\vec{a}$  durch den Punkt  $\vec{A}$  trifft im Bildpunkt  $\vec{B}$  auf den Bildverstärker. Der Bildstrahl  $\vec{a}$  ist die Vektorsumme aus dem Zentralstrahl  $\vec{c}$  und dem Ortsvektor  $\vec{b}$ , der von der Bildmitte zum Bildpunkt  $\vec{B}$  führt (siehe Abbildung 3.16):

$$\vec{a} = \vec{c} + \vec{b}$$

Mit Hilfe der Systemkoordinaten kann man nun den Ortsvektor  $\vec{A}$  bestimmen. Der *Rotationswinkel*  $\rho$  definiert die Rechts-Links-Drehung des C-Bogens um die longitudinale, der *Angulationswinkel*  $\alpha$  die Cranial-Caudal-Drehung um die transversale Achse. Der Abstand der Röntgenröhre zum Isozentrum ist durch den Fokus - Isozentrum-Abstand  $|\vec{r}|$  definiert.

Mit Hilfe dieser Parameter kann man den Ortsvektor  $\vec{r}$  der Röntgenröhre bestimmen:

$$\vec{r} = -|\vec{r}| \cdot \begin{pmatrix} \sin \alpha \\ \sin \rho \cdot \cos \alpha \\ \cos \rho \cdot \cos \alpha \end{pmatrix}$$

Der Bildpunkt  $\vec{B}$  wird im Monitorkoordinatensystem durch den zweidimensionalen horizontalen Bildpunktkoordinatenvektor  $\vec{B}_h$  und den vertikalen  $\vec{B}_v$  definiert:

$$\vec{B} = \vec{B}_h + \vec{B}_v$$

Durch eine Koordinatentransformation aus dem lokalen Monitor- ins globale Koordinatensystem gilt für die lokalen Vektoren  $\vec{B}_h$  und  $\vec{B}_v$ :

$$\vec{B}_h = |\vec{B}_h| \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ -\cos \rho \\ \sin \rho \end{pmatrix} \text{ und } \vec{B}_v = |\vec{B}_v| \cdot \begin{pmatrix} \cos \alpha \\ -\sin \rho \cdot \sin \alpha \\ -\cos \rho \cdot \sin \alpha \end{pmatrix}$$

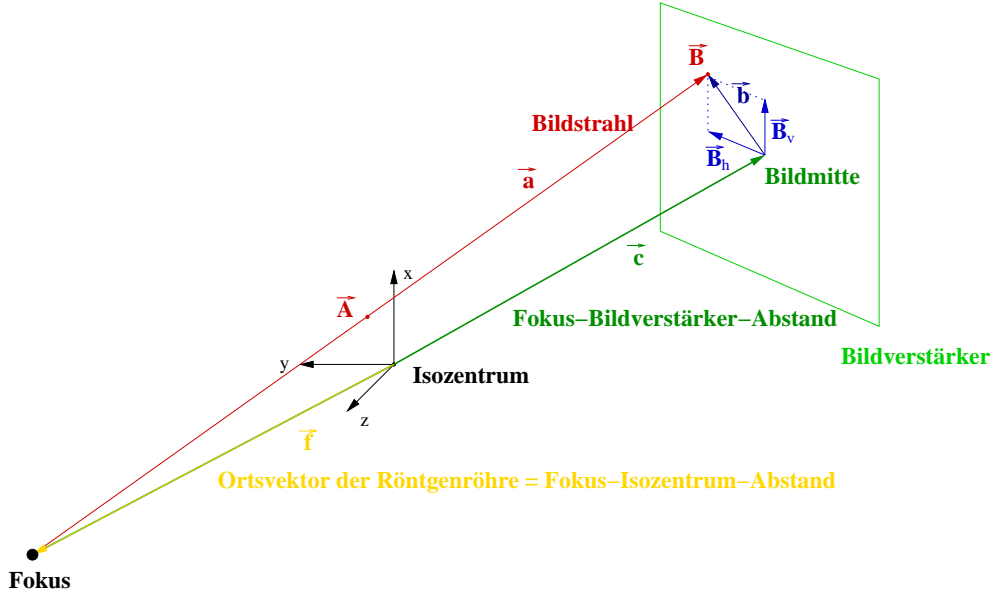


Abbildung 3.16: **Abbildung eines Raumpunktes auf einem Bildverstärker**

Der Rotationsursprung des C-Bogens wird in den Ursprung des globalen Koordinatensystems gesetzt. Der Abstand des Fokus von dem *Isozentrum* wird über den Abstand Fokus - Isozentrum definiert. Der Ortsvektor des zentralen Bildpunktes  $\vec{c}$  geht durch dieses Isozentrum. Dieser Ortsvektor hat die Länge des Fokus - Bildverstärker-Abstands. Ein Raumpunkt  $\vec{A}$  wird auf dem Bildverstärker im Bildpunkt  $\vec{B}$  abgebildet. Dieser Bildpunkt wird im Monitorkoordinatensystem durch die Vektoren  $\vec{B}_v$  und  $\vec{B}_h$  beschrieben.

Der Ortsvektor  $\vec{b}$ , welcher von der Bildmitte zum Bildpunkt  $\vec{B}$  zeigt, hat folglich im globalen Koordinatensystem die Form:

$$\vec{b} = \vec{B}_h + \vec{B}_v = \begin{pmatrix} |\vec{B}_v| \cdot \cos \alpha \\ -|\vec{B}_h| \cdot \cos \rho - |\vec{B}_v| \cdot \sin \rho \cdot \sin \alpha \\ |\vec{B}_h| \cdot \sin \rho - |\vec{B}_v| \cdot \cos \rho \cdot \sin \alpha \end{pmatrix}$$

Der gesuchte Raumpunkt  $\vec{A}$  liegt auf der Geraden, die durch den Fokus und durch den Bildpunkt  $\vec{A}$  geht und durch die Gleichung:

$$f(\vec{x}) = \vec{r} + \lambda \cdot (\vec{B} - \vec{r})$$

beschrieben wird.

Diese Betrachtung gilt sowohl für die laterale als auch für die frontale Anlage (siehe Abbildung 3.17). Der gesuchte Raumpunkt  $\vec{A}$  liegt im Schnittpunkt der beiden Geraden  $a_{lateral}$  und  $a_{frontal}$ .

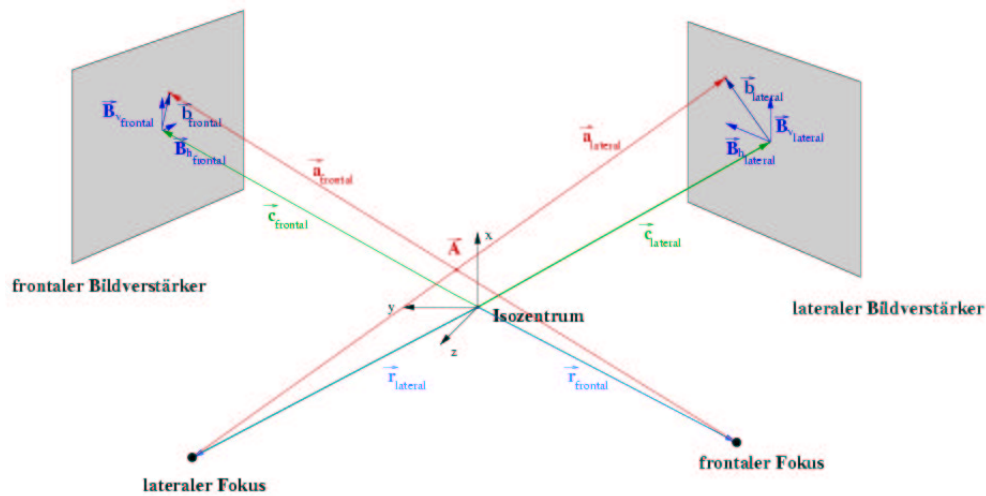


Abbildung 3.17: **Prinzip der Punktreakonstruktion**

Die Abbildung des Raumpunktes gilt sowohl für die laterale als auch für die frontale Anlage. Beide zentralen Bildstrahlen  $\vec{c}_i$  laufen durch das Isozentrum. Der Raumpunkt  $\vec{A}$  wird im frontalen System in dem Bildpunkt  $\vec{B}_{\text{frontal}}$  abgebildet, in dem lateralen in  $\vec{B}_{\text{lateral}}$ . Die beiden Bildstrahlen  $\vec{a}_{\text{frontal}}$  und  $\vec{a}_{\text{lateral}}$  schneiden sich im Raumpunkt  $\vec{A}$ .

### 3.14.3 Generalisierter Schnittpunkt

In der Praxis werden sich jedoch die beiden Geraden nicht schneiden. Ungenauigkeiten in den Parametern, Verzerrungen und die Diskretisierung führen dazu, daß sich die Bildstrahlen im Raum verfehlen. Gesucht wird nun der generalisierte Schnittpunkt zweier windschiefer Geraden (siehe auch Kapitel 3.14.5).

Dazu sucht man den kürzesten Abstand zweier Geraden und definiert den Punkt, der genau in der Mitte liegt als den gesuchten Punkt  $\vec{A}$  (siehe Abbildung 3.18).

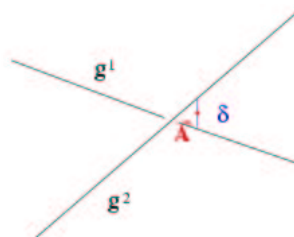


Abbildung 3.18: **Generalisierter Schnittpunkt zweier Geraden**

Gesucht ist der generalisierte Schnittpunkt der beiden windschiefer Geraden  $g^1$  und  $g^2$ . Dazu bestimmt man den kürzesten Abstand  $\delta$  zwischen den beiden Geraden. Der gesuchte Punkt  $\vec{A}$  liegt genau in der Mitte.

Die Geradengleichung der Gerade  $g(\vec{x})$  durch die beiden Punkte  $P_1(x_1, y_1, z_1)$  und

$P_2(x_2, y_2, z_2)$  ist definiert als:

$$g(\vec{x}) : \quad \frac{x - x_1}{x_2 - x_1} = \frac{y - y_1}{y_2 - y_1} = \frac{z - z_1}{z_2 - z_1}$$

$$\frac{x - x_1}{l} = \frac{y - y_1}{m} = \frac{z - z_1}{n}$$

Gehören die Punkte  $P_1^1(x_1^1, y_1^1, z_1^1)$  und  $P_2^1(x_2^1, y_2^1, z_2^1)$  zur Geraden  $g^1$  und  $P_1^2(x_1^2, y_1^2, z_1^2)$  und  $P_2^2(x_2^2, y_2^2, z_2^2)$  zur Geraden  $g^2$ , kann man einen Vektor  $\vec{v}$  definieren, der zu beiden Geraden senkrecht steht. Dieser Vektor ist:

$$\vec{v} = \vec{r}^1 \times \vec{r}^2$$

wobei  $\vec{r}^i$  der Richtungsvektor der Geraden  $g^i$  ist, der als

$$\vec{r}^i = \begin{pmatrix} (x_2^i - x_1^i) \\ (y_2^i - y_1^i) \\ (z_2^i - z_1^i) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} l^i \\ m^i \\ n^i \end{pmatrix}$$

ausgedrückt wird.

Der senkrechte Vektor  $\vec{v}$  hat die Form:

$$\vec{v} = \begin{pmatrix} l^1 \\ m^1 \\ n^1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} l^2 \\ m^2 \\ n^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m^1 \cdot n^2 - n^1 \cdot m^2 \\ n^1 \cdot l^2 - l^1 \cdot n^2 \\ l^1 \cdot m^2 - m^1 \cdot l^2 \end{pmatrix}$$

Mit Hilfe des Richtungsvektors der Gerade  $g^i$  und des senkrechten Vektors  $\vec{v}$  kann man nun eine Ebene  $E^i$  definieren.

$$E^1(\vec{x}) : \vec{x} = \begin{pmatrix} x^1 \\ y^1 \\ z^1 \end{pmatrix} + \nu \cdot \begin{pmatrix} l^1 \\ m^1 \\ n^1 \end{pmatrix} + \eta \cdot \begin{pmatrix} m^1 \cdot n^2 - n^1 \cdot m^2 \\ n^1 \cdot l^2 - l^1 \cdot n^2 \\ l^1 \cdot m^2 - m^1 \cdot l^2 \end{pmatrix}$$

Diese Ebene schneidet die andere Gerade in dem Punkt  $P'^i$ . Auf diese Weise erhält man zwei Punkte  $P'^1$  und  $P'^2$ . Der gesuchte generalisierte Schnittpunkt  $P$  liegt genau zwischen den beiden Punkten.

$$\vec{P} = \frac{1}{2} \cdot (\vec{P}^2 - \vec{P}^1)$$

### 3.14.4 Querschnittsrekonstruktion

Aus dem Durchmesser des projizierten Gefäßes auf dem Bildverstärker im Bildpunkt  $\vec{B}$  kann der Durchmesser des Gefäßes im Raumpunkt  $\vec{A}$  mittels des Strahlensatzes rekonstruiert werden (siehe Abbildung 3.19).

Da man den Abstand des Raumpunktes vom Fokus  $|\vec{q}|$  kennt, kann man den Gefäßdurchmesser berechnen über

$$r_{Raumpunkt} = r_{Bildpunkt} \cdot \frac{\vec{q}}{\vec{a}}$$

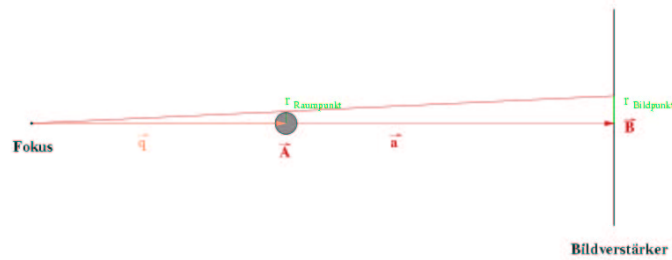


Abbildung 3.19: **Rekonstruktion des Durchmessers aufgrund des Durchmessers des Bildpunktes**

Der Durchmesser des Gefäßes im Raumpunkt  $\vec{A}$  kann mittels des Strahlensatzes aus dem Durchmesser des Gefäßes im Bildpunkt  $\vec{B}$  berechnet werden.

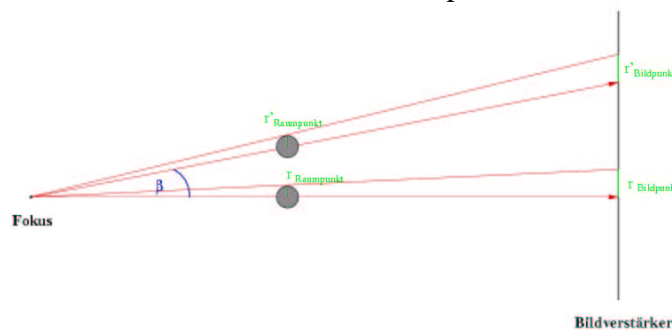


Abbildung 3.20: **Perspektivische Durchmesserrekonstruktion**

Je weiter der Bildpunkt zum Rand des Bildverstärkers verschoben ist, desto größer ist der abgebildete Bildpunktradius  $r'_{\text{Bildpunkt}}$ .

Je weiter der Punkt zum Rand des Bildverstärkers hin abgebildet wird, desto stärker ist die perspektivische Verzerrung (siehe Abbildung 3.20). Der ermittelte Gefäßradius ist folglich um den Faktor  $\frac{1}{\sin \beta}$  größer als in der Realität.

Dazu kommt noch, daß die Röntgenröhre nicht punktförmig ist sondern eine endliche Ausdehnung hat. Deshalb werden kleinere Gefäße zunehmend vergrößert dargestellt [173]. Gefäße über 2 mm Durchmesser zeigen noch keine signifikanten Abweichungen. Bei kleineren Gefäßen verfälschen Zufallsfaktoren wie das Bildrauschen die Messung.

### 3.14.5 Ergebnisse der Rekonstruktion

Es gibt eine Vielzahl von Arbeitsgruppen, die sich mit biplaner Rekonstruktion beschäftigen haben. Im Folgenden soll ein kurzer Überblick über die Ergebnisse einiger Gruppen gegeben werden.

Wunderlich et al. [184][56] haben ein semiautomatisches Verfahren zur Rekonstruktion von Gefäßabschnitten entwickelt, um dem Untersucher während der Intervention



Auskunft über bestimmte Gefäßabschnitte zu geben.

Sie erfahren die Bedienungsdaten der Anlage und ordnen sie den während der Intervention gemachten Runs zu. Aus den Runs selektiert der Untersucher das interessierende Bildpaar, welches über die Runnummer identifiziert und den entsprechenden Projektionsdaten zugeordnet wird. Nachdem in beiden Bildern die kardialen Strukturen manuell markiert worden sind, wird der Gefäßabschnitt rekonstruiert.

Dies dauert im Mittel  $9,8 \pm 1,2$  s, mit einem Winkelfehler von  $1,1^\circ$  und einem Distanzfehler von  $0,8$  mm. Die 3D-Rekonstruktionsgenauigkeit lag bei  $0,3 \pm 0,40$  mm.

Diese Methode wird unter anderem zur Unterstützung bei Stentimplantationen eingesetzt [183]. Die Stents bzw. Trägerballons wiesen Längen zwischen 10 und 40 mm auf. Die gemessenen Werte wichen absolut um  $0,58 \pm 0,41$  mm bzw. prozentual um  $3,3 \pm 2,4$  % von den tatsächlichen Werten ab. Selbst bei projektivischen angiographischen Verkürzungen wurde die Messung nicht beeinflusst.

Wunderlich hat aber nur Gefäßabschnitte rekonstruiert und nicht den gesamten Gefäßbaum.

Chen und Metz [32] konnten die absolute Position mit einer Abweichung von 0,6 bis 0,9 mm rekonstruieren, indem sie den Fehler iterativ minimierten.

Weitere Arbeiten über Rekonstruktion sind von Solzbach et al. [162], Chen und Carroll [31][34] oder Liu und Sun [97].

### 3.15 Physikalische Modelle für Draht und Katheter

Damit die Therapie möglichst realistisch durchgeführt werden kann, muß das Katheter- bzw. Drahtmodell so realistisch wie möglich sein. Neben den physikalischen Eigenschaften, die berücksichtigt werden müssen, spielt die Echtzeitfähigkeit eine große Rolle.

Es gibt verschiedene Ansätze, um die Lage des Drahts oder Katheters innerhalb der Gefäße zu bestimmen [87].

Mit *Splines* kann man deformierbare Objekte aufgrund der Energieminimierung modellieren, indem man die Splines in die Minimierungsbedingung einsetzt.

Wang et al. [175] haben einen Variationsansatz mittels finiter Elemente gewählt. Der Draht wird in 3D-Segmente zerlegt. Wenn man den Draht schiebt, wird er zunächst einmal translatiert. Liegt ein Teil des Drahtes außerhalb der Gefäße, wird er aufgrund der Wechselwirkung mit der Gefäßwand deformiert.

Einen anderen Ansatz haben Alderliesten et al. [11] gewählt. Der Draht wird in eine Menge äquidistanter Segmente zerlegt, die über Gelenke paarweise miteinander verbunden sind. Diese Segmente sind starr. Kollidiert ein Segment mit der Gefäßwand, kann sich der Verbindungspunkt auf einer Kugel bewegen. Die Lösung erhält man, indem man eine nicht-lineare Funktion mit Abhängigkeiten zwischen den Punkten minimiert.

Kuku und Geiger [89] haben auf diese Weise ein flexibles Endoskop simuliert. Wenn man alle Umgebungsparameter berücksichtigen will, ist diese Methode jedoch noch

nicht echtzeitfähig.

# Kapitel 4

## Stand der Forschung

Im folgenden Kapitel werden zunächst wissenschaftliche Untersuchungen bezüglich des Zusammenhangs zwischen Komplikationsrate und Erfahrung vorgestellt. Je mehr Eingriffe der Kardiologe durchgeführt hat, desto geringer ist seine Komplikationsrate. Auch der Verbrauch an Kontrastmittel und die Eingriffszeit ist umgekehrt proportional zur Anzahl der Eingriffe.

Anschließend werden die verschiedenen gängigen Ausbildungsmodelle in der Medizin vorgestellt.

Es folgt ein kurzer Abriß über die Entwicklung der Flugsimulatoren und es werden Ergebnisse, die in den letzten Jahrzehnten in der Luftfahrt mit Simulatoren gesammelt wurden, vorgestellt.

Auch in der Medizin gibt es mittlerweile Simulatoren. Man unterscheidet *Fullscale-Simulatoren* und *Task-Trainer*. Nach einem kurzen Überblick über Simulatoren außerhalb des intervaskulären Bereichs werden die existierenden intervaskulären Simulatoren vorgestellt.

### 4.1 Zusammenhang zwischen Komplikationen und Anzahl der Eingriffe

Es gibt zahlreiche Untersuchungen, die die Häufigkeit der Eingriffe mit der Komplikationsrate untersucht haben [104][80][110][131][68][166].

Schneider et al. [140] haben eine signifikante Lernkurve bei 300 Interventionen festgestellt: bei den ersten 100 Patienten sind im Schnitt neun Komplikationen aufgetreten, bei den letzten 100 nur zwei.

Auch Louvard et al. [98] kamen zu ähnlichen Ergebnissen. Während bei den ersten 40 Patienten die Komplikationsrate bei 10,3% lag, betrug sie nach der 300. Intervention nur noch 1,7%.

Louvard et al. [99] haben auch die Eingriffszeit untersucht und festgestellt, daß sie von durchschnittlich  $23,3 \pm 8,6 \text{ min}$  bei den ersten 100 Patienten auf  $15,3 \pm 4,5 \text{ min}$  nach 700 Patienten heruntergeht.

Erfolge und Komplikationen sind mit der Erfahrung des Kardiologen eng verbunden [125]. Bei der Zahl der Eingriffe gibt es unterschiedliche Meinungen.

Während die American Heart Association (AHA) und das American College of Cardiology (ACC) als Minimum 75 Eingriffe pro Jahr fordern [125][135], empfiehlt die Deutsche Kardiologische Gesellschaft 150 Katheterisierungen [6][157].

Laut der „Leitlinien zur Einrichtung und zum Betreiben von Herzkatheterräumen“ [67] kann sogar erst ab einer Zahl von etwa 800 diagnostischen und/oder therapeutischen Eingriffen pro Herzkatheterlabor und Jahr von einem ausreichenden Trainings- und Übungsstand des ärztlichen, pflegerischen und technischen Personals ausgegangen werden.

Die Frage zwischen Anzahl der Interventionen und Komplikationen ist nicht einfach zu beantworten [68]. Entweder haben die besseren Krankenhäuser weniger Komplikationen, weil ihre Kardiologen mehr trainieren („practice makes perfect“) oder mehr Interventionen, weil sie für ihre Kompetenz bekannt sind („selective-referral-hypothesis“).

In diesem Zusammenhang soll auch eine Studie von Lindsay erwähnt werden [96], der die Ergebnisse von 39 Kardiologen ausgewertet hat und keinen signifikanten Zusammenhang zwischen Komplikationen und Anzahl der Eingriffe feststellen konnte.

Je mehr Patienten aber ein Krankenhaus behandelt, desto geringer sind die durchschnittlichen Kosten pro Patient, wie Ho [73] in einer Studie gezeigt hat. Er hat 40569 Fälle von 1996 untersucht und festgestellt, daß Krankenhäuser, die weniger als 200 Eingriffe durchgeführt haben, im Schnitt 14565\$, während Krankenhäuser, die über 400 Interventionen durchgeführt haben, nur 13251\$ pro Patient ausgegeben hatten.

## **4.2 Ausbildungsmodelle in der Medizin**

Die klassische Ausbildung in der Medizin erfolgt durch Bücher und Fachliteratur, anatomische Präparate, mechanische Modelle sowie am Patienten.

### **4.2.1 Bücher/Fachliteratur/Videos**

Die angehenden Mediziner lernen die medizinischen Grundlagen aus Büchern und Fachliteratur. Dort werden verschiedene Krankheiten und Methoden beschrieben.

Dies ist sehr ineffizient, weil man schriftlich weder die Handhabung noch das Gefühl vermitteln kann.

Auch die Lehre per Video ist nicht optimal. Zwar kann ein Film eine Abhandlung besser darstellen als Bilder, aber auch hier können Handhabung und Gefühl nicht übermittelt werden.

Wird das Lernen aus Büchern mit Stereobrillen oder Augmented Reality unterstützt, kann der Bezug zur realen Anatomie besser hergestellt werden [108][177].

### 4.2.2 Anatomische Präparate

Anatomische Präparate können dem Anfänger einen ersten Eindruck vermitteln. So können beispielsweise Organe mit Zangen angefaßt werden, damit der Auszubildende ein Gefühl bekommt, wie es sich anfühlt.

Für die *PTCA* sind anatomische Präparate ungeeignet, da das Blut hier nicht mehr fließt. Selbst wenn man sie unter Röntgendurchleuchtung betrachten würde, wäre das Einspritzen von Kontrastmittel nicht hilfreich, da das Kontrastmittel nicht durch die Gefäße gespült wird. Darüber hinaus bewegt sich ein präpariertes Herz nicht.

### 4.2.3 Mechanische Modelle

Mechanische Modelle können dem Benutzer einen ersten Eindruck übermitteln. Sie sind in der Regel jedoch teuer, statisch oder schlecht animiert.

Die UMC Utrecht hat ein mechanisches Modell für die Kardiologie entwickelt. Durch ein künstliches Arteriengeflecht wird eine Flüssigkeit mit ähnlichen physikalischen Eigenschaften wie Blut gepumpt. Dieses Modell wird auf einen Tisch unter eine reale Röntgenanlage gelegt. Der Kardiologe kann nun verschiedene Instrumente in das System einführen und diese Instrumente unter Röntgendurchleuchtung (mit gleichzeitiger Zugabe von Kontrastmittel) überwachen (siehe Abbildungen 4.1, 4.2 und 4.3).

Der Vorteil dieser Methode besteht darin, daß der Benutzer in der gesamten realen Umgebung eingebunden ist und sich auf diese Weise direkt mit den Instrumenten vertraut macht.

Da die Gefäße durchsichtig sind, kann er sich die Lage der Instrumente innerhalb der Gefäße auch anschauen und sie mit den Röntgenbildern vergleichen.

Auf der anderen Seite ist dieses Modell sehr aufwendig. Man benötigt eine reale Anlage. Zwar könnte man das Modell in einem realen Katheterlabor plazieren, kann dann aber das Katheterlabor während dieser Zeit nicht für reale Eingriffe verwenden.

Darüberhinaus reicht es nicht, ein Modell auf den Patiententisch zu legen, sondern man muß auch noch den „Blutkreislauf“ anschließen.

Gerade bei den Herzkranzgefäßen gibt es anatomisch zwischen den Individuen sehr große Unterschiede, so daß man eine Vielzahl an Modellen benötigt.

Zudem sind die Koronararterien sehr klein (kleiner als 4 mm), so daß es sehr aufwendig und technisch extrem schwierig ist, flexible Gefäße zu modellieren, die sich auch realistisch anfühlen und verhalten.

Ein wesentlicher Nachteil dieser Ausbildungsmethode ist, daß der Auszubildende und der Ausbilder Röntgenstrahlung ausgesetzt werden. Der Anfänger kann nicht beliebig oft und lange üben, weil er die Richtwerte für die Strahlenbelastung einhalten muß.

### 4.2.4 Tierversuche

Benutzt man anstelle von mechanischen Modellen Tiere, hat man weitgehend realistische Gegebenheiten.

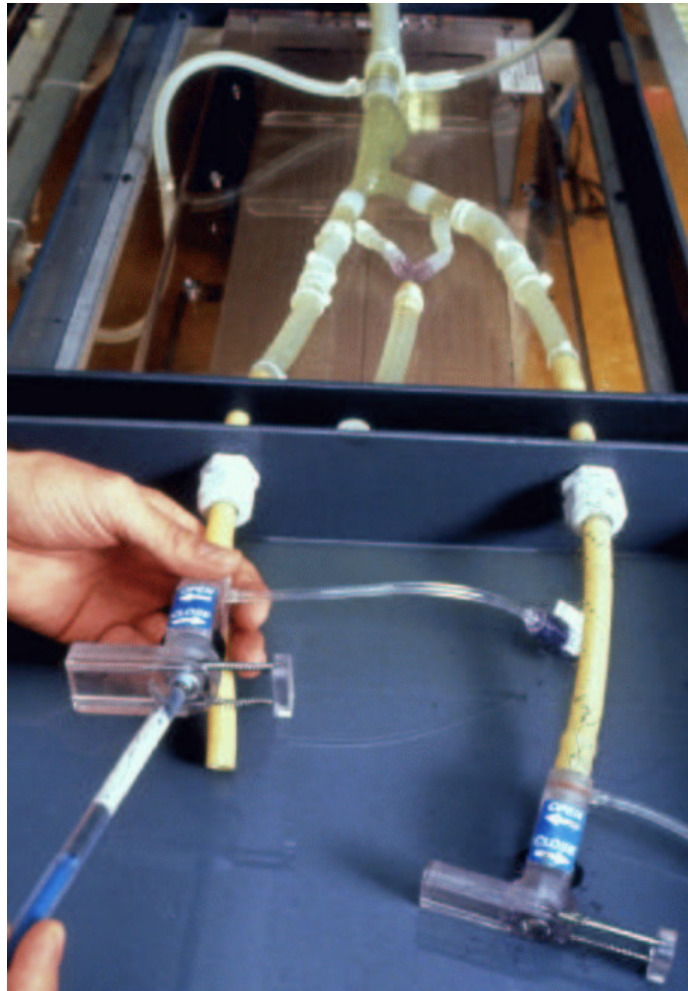


Abbildung 4.1: **Ein mechanisches Modell**

Ein von der UMC Utrecht entwickeltes Modell, um Aneurysmen in der Aorta zu behandeln. Man kann den Drahtvorschub optisch durch die Glasarterien oder unter Röntgendurchleuchtung verfolgen. Durch die Gefäße fließt eine Flüssigkeit, die in ihren Eigenschaften dem Blut sehr ähnlich ist.



Abbildung 4.2: **Ein mechanisches Modell - Aufbau**

Das mechanische Modell wird unter einen realen C-Bogen gelegt. Den Kathetervorschub kann man entweder durch die Plastikarterien direkt beobachten oder unter Röntgendurchleuchtung.

Man kann nicht alle Eingriffe an Tieren üben, da diese in der Regel eine andere Anatomie haben. Das Schweineherz jedoch ist dem menschlichen sehr ähnlich[136].

Schweine tolerieren eine Durchblutungsstörung sehr viel weniger als Menschen und bekommen auch leichter Rhythmusstörungen, was bei Experimenten leichter zum Tod führt.

Künstliche Stenosen kann man beim Schwein auf zwei Arten erzeugen: Entweder dilatiert man eine Arterie und wartet auf eine Restenose oder man engt das Gefäß operativ von außen ein (per Legatur). Beide Methoden haben wenig mit einer natürlichen Stenose gemein.

Der Nachteil von Tierversuchen ist, daß sie sehr teuer und aufwendig sind. Wenn eine Seuchengefahr droht, sind Tiertransporte unter Umständen nicht möglich, so daß man während dieser Periode nicht üben kann.

Dazu kommt noch ein ethisches Problem. Tierversuche sind in vielen Ländern (beispielsweise Großbritannien) verboten. In Deutschland ist der Tierschutz seit 21. Juli 2002 Teil des Grundgesetzes (Grundgesetz-Artikel 20 a), so daß die Genehmigung für Tierversuche in Zukunft noch schwieriger und aufwendiger zu bekommen ist als bislang.

Da bei der Ausbildung am Tier Auszubildender wie Ausbilder der Röntgenstrahlung ausgesetzt sind, liegen hier die gleichen Probleme vor wie bei mechanischen Modellen.



Abbildung 4.3: **Ein mechanisches Modell unter Röntgendurchleuchtung**  
Die Intervention wird unter Röntgendurchleuchtung durchgeführt.

Dazu kommt, daß beim Tier der Ausbilder immer dabei sein muß. Es finden sich nicht viele Ausbilder, die sich dieser Strahlenbelastung aussetzen wollen.

#### 4.2.5 Ausbildung am Patienten

In allen Bereichen der Medizin lernt der Anfänger, indem er selbst am Patienten die Handgriffe durchführt und Erfahrung sammelt. Längere Untersuchungszeiten sind neben Unsicherheit, überflüssigen Untersuchungen und falschen Diagnosen und Therapien die Folge.

Je nach Gebiet sind längere Untersuchungszeiten unbedeutend, wie beispielsweise beim Ultraschall. In der Kardiologie dagegen bedeuten längere Untersuchungszeiten auch eine höhere Strahlenbelastung und mehr Kontrastmittel (vergleiche Kapitel 3.10.2 und 4.1).

Darüber hinaus lernen die Anfänger in der Regel nur Standardfälle kennen. Patienten mit anatomischen Besonderheiten können auch nicht ohne weiteres zu Ausbildungszwecken von etlichen Studenten untersucht und behandelt werden.

Der Anfänger wird am Patienten von einem erfahrenen Mediziner überwacht und angeleitet. So führt der angehende Kardiologe nicht gleich beim ersten Mal die *PTCA* durch, sondern darf zunächst einmal den Herzkatheter plazieren. Dabei lernt er auch die Anlage zu bedienen. Dies dauert zwischen zwei und drei Monaten.

Beherrscht er den Herzkatheter und die Anlage, darf er die *PTCA* durchführen. Es ist keine genaue Anzahl der Eingriffe definiert. Eine Forderung ist, daß derjenige, der unabhängige *PTCAs* durchführt, mindestens 50 diagnostische Herzkathetereingriffe unabhängig durchgeführt haben muß und bei 50 Eingriffen assistiert hat [6]. Es gibt aber auch Kliniken, die nach einigen Wochen sämtliche Eingriffe erlauben. Anschließend erfolgt das Lernen am Mißerfolg.

Und, wie bereits bei den mechanischen Modellen und bei den Tierversuchen, sind



Auszubildender und Ausbilder der Röntgenstrahlung ausgesetzt. Im Gegensatz zu den mechanischen Modellen und den Tierversuchen kann der Auszubildende nicht mehrfach am gleichen Patienten die gleiche Intervention zwecks Übung durchführen.

### 4.3 Der Flugsimulator

Die Wurzeln der Computersimulation liegen in der zivilen und militärischen Luftfahrt [143]. Anfang des Jahrhunderts sind die ersten schweren Flugunfälle aufgetreten. Um die Ausbildung der Piloten sicherer, effektiver und kostengünstiger zu machen, wurden zunächst einfache Flugsimulatoren entwickelt.

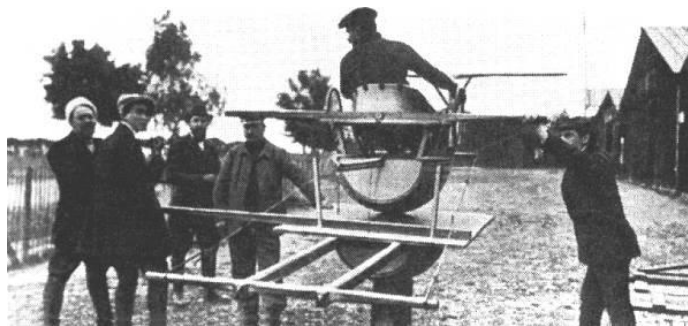


Abbildung 4.4: **Der erste Flugsimulator**

Der erste Flugsimulator wurde 1910 in der französischen École de Combat aufgestellt.

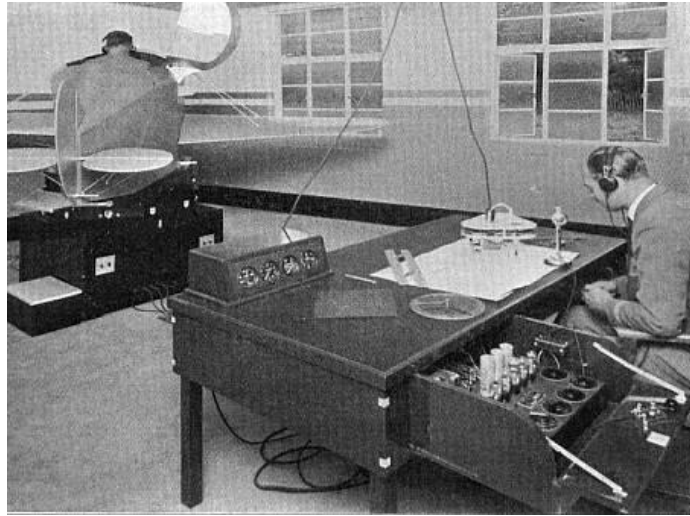
Anfang 1910 wurde der erste Flugsimulator in der französischen École de Combat aufgestellt. Es handelte sich um ein monoplanes Bleriot-Flugzeug (siehe Abbildung 4.4). Der Flugschüler konnte die Steuerknüppel bewegen und damit die Flügel in eine horizontale Position bringen. Auf diese Weise bekam er ein Gefühl für die laterale Kontrolle.

Die ersten Flugsimulatoren haben noch nicht das reale Verhalten von Flugzeugen wiedergegeben. Es ging nur darum, einfache Handgriffe zu üben und die Reaktion des Flugzeuges darauf zu erfahren.

Der erste wirklich einsatzfähige Flugsimulator, der nach seinem Entwickler Edwin Link benannte *Link-Aviation-Trainer*, wurde 1931 entwickelt. Er diente dazu, den Blind- oder Instrumentenflug zu üben. Eine Person saß in einer Kabine, die innen völlig abgedunkelt war, und sah nur die Lichter der Instrumente (siehe Abbildung 4.5).

Gemessen an der heutigen Technologie war dieser Flugsimulator sehr einfach. Er funktionierte über pneumatische Mechanismen, die einfache Stellkräfte an den Steuerknüppeln vortäuschten. Die audiovisuelle Imitation war auf eine Horizontlinie beschränkt.

Mit Beginn des zweiten Weltkrieges wurde eine steigende Anzahl von Piloten benötigt. Die Grundkenntnisse eigneten sich diese in Link-Trainern an. Da die amerikani-



**Abbildung 4.5: Der Link-Aviation-Trainer, der erste einsatzfähige Flugsimulator**

Der *Link-Aviation-Trainer* war der erste, wirklich einsatzfähige Flugsimulator. Der Flugschüler saß in einer abgedunkelten Kabine und sah nur die Lichter seiner Instrumente.

schen Piloten über den Atlantik flogen, wurde der Nachtflug sehr wichtig.

Es mußten neue Simulatoren entwickelt werden, die den Piloten die Orientierung am Sternenhimmel üben ließen. Über den Simulator setzte man 1941 eine mit zahlreichen Lichtern ausgestattete Kuppel, die eine hinreichend naturgetreue Abbildung des nächtlichen Sternenhimmels darstellte (siehe Abbildung 4.6).

Der *Silloth-Trainer* (siehe Abbildung 4.7) wurde 1943 in Konkurrenz zum *Link-Trainer* hergestellt. Außer den Piloten wurden erstmals auch die anderen Mitglieder der Mannschaft mit trainiert. Zudem wurden neben den Grundeigenschaften des Fluges sowohl alle Maschinen als auch das elektrische und das hydraulische System simuliert. Sogar der Fluglärm wurde mit einer Hammerorgel nachgeahmt.

Eine vollständige Koppelung von Bewegung und Instrumenten fand erst 1945 statt. Beispielsweise zeigte der Höhenmesser auch einen Höhenunterschied an, wenn der Pilot am Steuerknüppel zog und das Flugzeug stieg. Auch die Treibstoffreserven nahmen mit zunehmender Flugzeit ab.

Ende der sechziger Jahre wurde dann das Konzept des Flugsimulators entwickelt, wie es heute noch gültig ist.

### 4.3.1 Das Prinzip des Flugsimulators

Die Flugsimulatoren dienen dazu, die Reaktionen und Körperbewegungen des Piloten zu schulen, so daß im späteren Realfall eine möglichst optimale Reaktion erzielt wird.

Dazu werden die Piloten mit „realen“ Situationen konfrontiert, die nur simuliert sind.

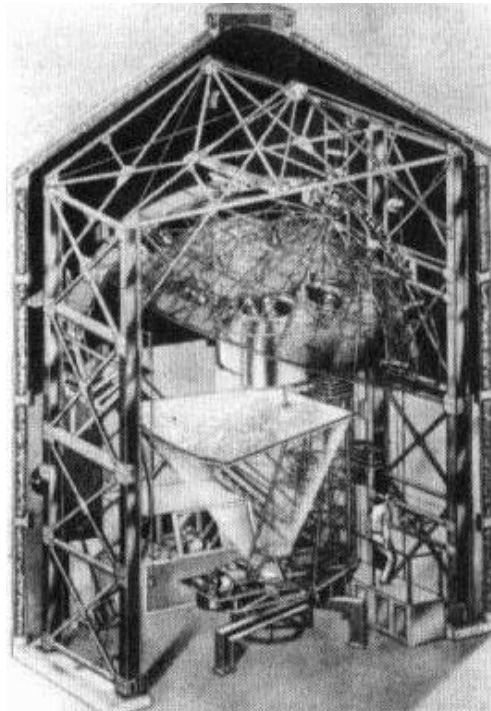


Abbildung 4.6: **Der Celestial-Navigator**

In der Kuppel über dem Simulator wurde der nächtliche Sternenhimmel abgebildet.

Der Pilot kann die Handgriffe und Reaktionen durchführen, die er in der realen Situation durchführen würde und erhält dadurch eine Reaktion seiner Umwelt.

Die Grundvoraussetzung dafür ist, daß die gesamte Umgebung des Piloten originalgetreu ist. Der Pilot sitzt in einem Cockpit, welches identisch mit den realen Cockpits ist. Wenn in der Flugzeugflotte ein Instrument ausgetauscht wird, tauscht man es ebenfalls im Simulator aus.

Aber nicht nur die Instrumente sind real. Das Cockpit kann per Hydraulik bewegt werden, um reale Flugbewegungen zu simulieren (siehe Abbildung 4.8).

Neben den Fluggeräuschen wird beispielsweise in der Simulation, falls erforderlich, auch Rauch ins Cockpit geleitet. Der Pilot wird so möglichst genau mit realen Situationen konfrontiert, obwohl er sicher am Boden bleibt.

### 4.3.2 Grundlegende Prinzipien

Um eine sinnvolle Simulation durchführen zu können, muß man zunächst die verschiedenen Fehlerquellen analysieren.

Obwohl immer mehr Vorgänge im Flugzeug automatisch durchgeführt und überwacht werden, haben Analysen gezeigt, daß damit die Sicherheit kaum steigt [1]. Dies liegt daran, daß durch die Technik zwar Fehler im Prozedurablauf oder Unachtsamkeiten

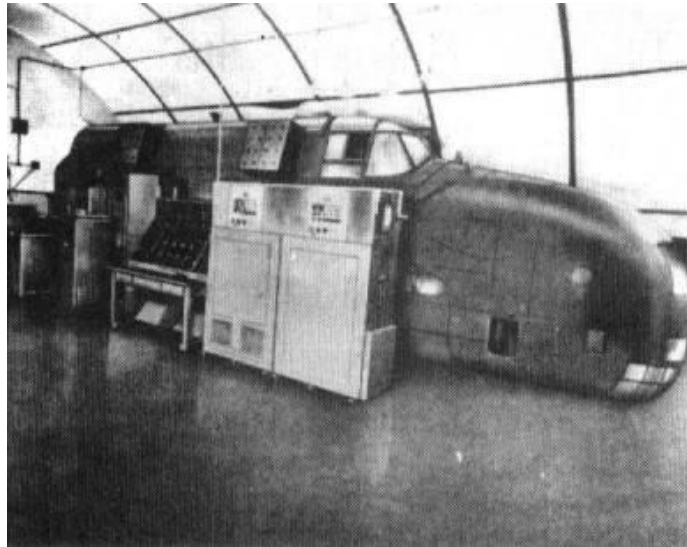


Abbildung 4.7: **Der Silloth-Trainer**

Bei dem *Silloth-Trainer* wird nicht nur der Pilot sondern die gesamte Mannschaft geschult.

behaben werden können. Aber Fehler, die auf mangelndem Training beruhen, können auf diese Weise nicht abgefangen werden.

Zwischen 50 und 80% aller Totalverluste der letzten fünf Jahre sind nach einer Untersuchung der Lufthansa auf mangelndes Training zurückzuführen [1].

Da der menschliche Faktor (beispielsweise die Kommunikation zwischen Pilot und Co-Pilot) eine entscheidende Rolle spielt, werden im Simulator nicht nur technische Details, sondern auch das Zusammenspiel der Mannschaft geübt. Theoretischer Unterricht reicht in diesem Zusammenhang nicht aus.

Flugsimulatoren bringen nicht nur dem Piloten die Grundkenntnisse des Fliegens bei. Erfahrene Piloten können ein weiterführendes Training machen und besonders Notfallsituationen üben, die man entweder in der Realität nicht machen kann, weil sie zu gefährlich sind oder weil man diese Situationen in der Realität nicht herbeiführen kann, weil das Flugzeug solche Situationen technisch nicht zulässt.

Zudem kann man im Flugsimulator neue Prozesse vorab testen.

### 4.3.3 Erkenntnisse über den Flugsimulator

Die Erfahrungen im Bereich der Flugsimulation belegen klar eine positive Wirkung des Flugsimulators [1].

Untersuchungen der Lufthansa haben ergeben, daß die Unfallrate statistisch um den Faktor 45 gesenkt werden kann, wenn man regelmäßiges Training im Simulator durchführt. Während Fluggesellschaften, die ihre Piloten auswählen und regelmäßig (alle sechs Monate) im Simulator ausbilden, zwei Unfälle pro einer Million Flugstunden



Abbildung 4.8: **Ein Flugsimulator der Lufthansa**

Der Flugsimulator ist ein originales Cockpit, in welchem der Pilot sitzt. Bewegungen werden mittels hydraulischer Vorrichtung auf das Cockpit übertragen, so daß der Pilot realistische Bewegungen spürt.

haben, gibt es in der allgemeinen Luftfahrt ohne Pilotenauswahl und Simulationstraining 90 Unfälle. Fluggesellschaften, die keine Pilotenauswahl treffen und ihre Piloten einmal im Jahr im Simulator ausbilden, kommen immerhin noch auf 10 Unfälle pro einer Million Flugstunden [1].

Bei der Lufthansa werden die Piloten anhand eines Simulators ausgewählt. Ungeeignete Kandidaten werden erst gar nicht ausgebildet. Jeder Pilot muß sein Können alle drei Monate im Simulator auffrischen und alle sechs Monate seine Lizenz im Simulator verlängern.

Umfragen der Lufthansa [1], wie Piloten sicherheitskritische Situationen bewältigen, haben ergeben, daß 36% aller sicherheitsrelevanten Situationen durch Anwendungen der im Simulator erlernten Standardverfahren gemeistert wurden. Ebenfalls 36% gaben an, daß sie eine Entscheidungsrevision durchgeführt haben. 12% der Befragten gaben an, das Steuer übergeben oder übernommen zu haben, 9% wendeten Notverfahren an und nur 4% reagierten instinktiv.

Es gibt viele *Vorteile* eines Simulators:

- In erster Linie sind es Sicherheitsgründe. Die **Nicht**beherrschung von Flugzeug und Gefahrensituationen führt zu schweren Unfällen.

- Die Ausbildung wird qualitativ besser und realistischer. Man kann gezielt Gefahren in die Ausbildung einbauen, um schon dem Anfänger mit solchen Situationen vertraut zu machen, und muß nicht warten, daß diese Gefahren in der Realität auftreten.
- Das Training kann individuell zusammengestellt und an den jeweiligen Flugschüler angepaßt werden.
- Die Ausbildungszeit kann effizient und effektiv genutzt werden. Da in der Regel auf einem Flug nichts passiert, kann man mit der Ausbildung nicht warten, bis der Pilot im realen Alltag alle oder zumindest die häufigsten Vorkommnisse erlebt.
- Simulatoren haben auch einen wirtschaftlichen Aspekt. Für die Ausbildung muß keine Flugzeit und kein Flugzeug eingesetzt werden.
- Im Simulator können mehrere Leute gleichzeitig ausgebildet werden. In einer realen Situation sitzt neben dem Anfänger ein erfahrener Pilot, der den Anfänger überwacht. Im Simulator können zwei Anfänger nebeneinander sitzen und der Ausbilder kann beide überwachen.
- Die Piloten fühlen sich selbst sicherer.
- Ein Simulator ist mit ca. 10 Millionen Euro billiger als ein Flugzeug mit 15 bis 150 Millionen Euro.

Es gibt jedoch auch einige *Nachteile*:

- Manchmal ist der Simulator nicht realistisch genug und muß der Realität angepaßt werden. Dazu gibt es spezielle Piloten, die ständig den Flugsimulator mit der Realität überprüfen und den Konstrukteuren mitteilen, wenn sie Abweichungen finden.
- Gerade bei älteren Modellen war die mechanische Bewegung nicht realitätsgetreu, so daß den Insassen oft übel geworden ist.
- Die Sicht aus den Fenstern ist auf etwa 220° eingeschränkt und man kann nicht „um die Ecke schauen“, wenn man sich beispielsweise nach vorne beugt.
- Im Simulator hat man nicht dieselbe Dichte des Funkverkehrs wie in der Realität, welches den Anfänger ablenkt. Zur Zeit werden Verfahren entwickelt, um den realen Sprechfunk in den Simulator einzuspielen.
- Ein großes Problem sind überhebliche Ausbilder, die den Benutzer mit Katastrophen überschütten. So wurden früher so viele Unfälle eingespielt, bis der Pilot aufgegeben hat, um so die Grenzen zu testen. Von dieser Art Ausbildung ist man heute abgekommen.

In der Luftfahrt sind Simulatoren heute ein fester Bestandteil der Aus- und Weiterbildung. Es wird aber ebenfalls akzeptiert, daß der Simulator Grenzen hat und gewisse Situationen nur in der Realität vorkommen können (beispielsweise offenes Feuer).

So wird der Landevorgang nicht 100%ig abgebildet, da die physikalischen Rahmenbedingungen bei der Annäherung an die Landebahn derartig komplex sind, daß zur Zeit kein Rechner diese Leistung erbringen kann [1].

Außerdem werden Situationen mit realem Feuer oder Todesbedrohungen nicht im Simulator geübt. Auch hohe Beschleunigungen sind in zivilen Simulatoren nicht realistisch genug.

Die Einstellung der Piloten gegenüber dem Simulator hat sich geändert. Vor 30 Jahren waren die Piloten der Meinung, daß sie genügend Erfahrung besitzen und ihnen ein Simulator nichts nutzt. Die Reaktion auf eine Simulatorstunde war: Nicht schon wieder. Dies hing natürlich auch stark damit zusammen, daß der Pilot bis über seine Grenzen hinaus gefordert wurde.

Heutzutage akzeptieren selbst die erfahrensten Piloten, daß sie in jeder Simulatorstunde etwas lernen können. Die Philosophie heute ist, daß jeder mit dem Gefühl aus dem Simulator geht, er habe etwas gelernt.

## 4.4 Trainingssysteme in der Medizin

Das erste virtuelle Trainingssystem in der Medizin wurde schon 1969 von James S. Denson und Stephen Abrahamson entwickelt [45]. *Sim One* war der erste Fullscale-Simulator in der Anästhesie (siehe Abbildung 4.9).

Die Steuereinheit von *Sim One* benötigte noch den Platz einer PKW-Garage [63]. Er war komplett von einem Computer gesteuert und konnte bereits mehrere Medikamente erkennen und auf sie reagierten.

Allerdings war *Sim One* seiner Zeit weit voraus und hat nur wenige Spuren in der Literatur hinterlassen.

Erst in den 80er Jahren wurde erneut der Versuch gewagt, Simulatoren zu entwickeln.

Die Miniaturisierung elektronischer und mechanischer Bauteile und leistungsfähige Rechner ermöglichen heutzutage die Umsetzung komplexer physiologisch-pharmakologischer Modelle.

In der Anästhesie kommen vielfach *Fullscale-Simulatoren* zum Einsatz. Diese stellen Systeme dar, die den ganzen Prozeß mit seiner Umgebung realistisch darstellen können. Auch komplexe Prozesse und das Durchführen ganzer Handlungsabläufe können geübt werden [90].

In der Chirurgie kommen *Task-* oder *Skill-Trainer* zum Einsatz. Diese vermitteln überwiegend manuelle Fertigkeiten und es werden meistens nur einzelne Teilaufgaben geübt.

Mit diesem Trainer wird der systematische Umgang mit Geräten geübt. Die teilweise hochrealistischen haptischen Eindrücke geben dem Benutzer einen sehr guten

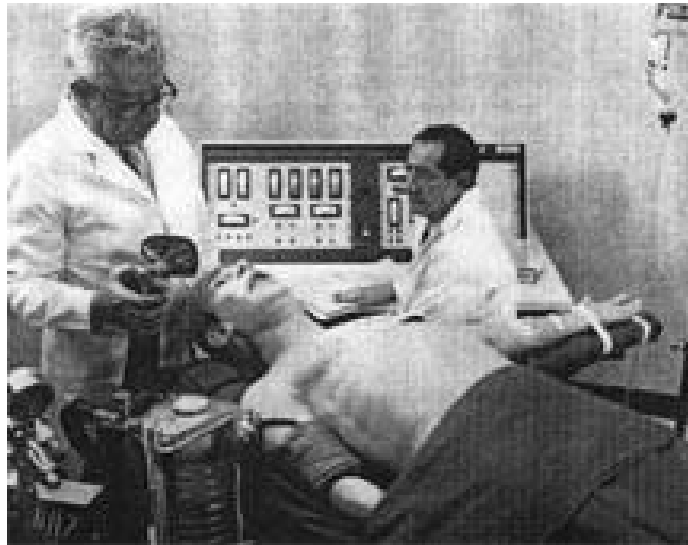


Abbildung 4.9: **Sim One, der erste Fullscale-Simulator in der Medizin**  
1969 bauten Denson und Abrahamson den ersten Fullscale-Simulator für die Anästhesie. Dieser Simulator konnte bereits mehrere Medikamente erkennen und auf sie reagieren.

Eindruck operativer Techniken sowie der Präparation von Strukturen oder Anastomosenähten [63].

Die *Task-Trainer* geben kein oder allenfalls ein sehr eingeschränktes Feedback. Die Reaktionsweise des Task-Trainers ist nicht modellgesteuert, sondern wird vom Benutzer herbeigeführt.

Eine dritte Gruppe von Trainingssystemen in der Medizin sind *computerbasierte Bildschirmprogramme*, die oftmals mit hochkomplexen Modellen medizinische Sachverhalte darstellen. Die Wissensvermittlung wird durch Interaktion mit dem Programm unterstützt.

Auch den computerbasierten Bildschirmprogrammen liegt kein Modell zu Grunde, so daß die Reaktion des Programms vom Benutzer herbeigeführt werden muß.

#### 4.4.1 Fullscale-Simulatoren

Führender Hersteller von *Fullscale-Simulatoren* auf dem Markt ist mit dem *Human Patient Simulator HPS* die Firma Meti<sup>®</sup> [204].

Die israelische Firma MedSim<sup>®</sup> [201] ist mangels Qualität ihrer Produkte und aufgrund von Liquiditätsengpässen vom Markt der *Fullscale-Simulatoren* verschwunden [63].

Obwohl der neue Simulator SimMan<sup>®</sup> von Laerdal<sup>®</sup> [195] teilweise sehr realistische Ausstattungsdetails hat, sind die zugrunde liegenden physiologischen und pharmakologischen Modelle nicht ausgereift.



### 4.4.2 Tasktrainer in der Medizin

In der Medizin gibt es die unterschiedlichsten *Tasktrainer*. Es gibt Simulatoren für die Laparoskopie wie das *VEST* System (Virtual Endoscopic Surgery Trainer uses the KIS-MET Software) der deutschen Firma *Select-IT VEST Systems AG* [207], der *Xitact*<sup>®</sup> LS500 Laparoscopy Simulator der schweizer Firma *Xitact* [211], *KSA* (Key Surgical Activities laparoscopic trainings) der schwedischen Firma *Mentice* [203], *LapSim* der Firma *Immersion* [193] oder der *LAP Mentor* der israelischen Firma *Simbionix* [208].

Beispiele für die Arthroskopie sind *VA* (Virtual Arthroscopy) der Firma *Mentice*, für die Bronchoskopie *AccuTouch*<sup>®</sup> von *Immersion*.

Es gibt auch viele Forschungsprojekte im Bereich der virtuellen Koloskopie [172], Endoskopie des Magens [141], der Bronchien [55], der Gefäße [107] oder des Ventrikelsystems [17].

Andere Simulatoren sind der Augensimulator *EyeSi* der deutschen Firma *VRmagic* [210], ein Orthopädiessimulator [130] oder der Simulator *CathSim* der Firma *Immersion*, mit dem man üben kann, eine Spritze zu setzen.

Fast alle Systeme befinden sich in der Entwicklung oder im Prototypenzustand. Die wenigsten Systeme sind bislang ausführlich evaluiert worden.

Rowe und Cohen [132] haben untersucht, ob mit Hilfe des *AccuTouch*<sup>®</sup> Flexible Bronchoscopy Simulators das Intubieren der Luftröhre für Kinder geübt werden kann. Dazu haben sie Ärzte im Praktikum ohne Erfahrung trainiert.

Das Ergebnis hat gezeigt, daß der Simulator die Eingriffszeit erheblich beschleunigt. Für einen unerfahrenen Mediziner reichen etwa 20 Eingriffe, um die benötigte Fertigkeit zu erreichen (mit einer gesamten Übungszeit von 39 min). Das Ziel der Studie war nicht herauszufinden, ob man mit einem Simulator besser lernt als am Patienten, sondern wieviele Eingriffe ein Unerfahrener am Simulator durchführen muß, um eine benötigte Fertigkeit zu erreichen.

Ost et al. [122] haben untersucht, ob der *AccuTouch*<sup>®</sup> Flexible Bronchoscopy Simulator zwischen Anfängern und Experten unterscheiden kann. Experten sind Mediziner mit mehr als 500 Eingriffen, Fortgeschrittene haben zwischen 25 und 500 Eingriffe durchgeführt und Anfänger noch keinen Eingriff.

Die Studie hat gezeigt, daß Anfänger im Schnitt  $856 \pm 238$  s, Fortgeschrittene  $466 \pm 203$  s und Experten  $388 \pm 122$  s brauchen. Der Anfänger kommt auf  $76,9 \pm 30,2$ , der Fortgeschrittene auf  $43,6 \pm 29,1$  und der Experte auf  $36,1 \pm 14,9$  Kollisionen des Bronchoskops mit der Wand.

Das System ist folglich in der Lage, zwischen Anfängern und Experten zu unterscheiden. Auch Ost et al. haben herausgefunden, daß nach 20 Simulationen das Geschicklichkeitsniveau der Anfänger sich signifikant gebessert hat.

Alberg et al. [10] haben am *MIST* Laparoskopie Simulator untersucht, was ein Training ungeübten Studenten bringt. Sie haben 29 Studenten im vierten medizinischen Jahr zufällig in zwei Gruppen unterteilt und eine Gruppe unter Anleitung an zwei Gelegenheiten für insgesamt drei Stunden üben lassen. Anschließend mußten alle Studenten im Tierversuch den Blinddarm entfernen. Dabei wurden keine signifikanten

Unterschiede zwischen den beiden Gruppen festgestellt.

Dies liegt wahrscheinlich zum einen daran, daß man mit drei Stunden Training die Hand-Augenkoordination noch nicht signifikant verbessern kann. Zudem ist die Realität komplexer als die reine Hand-Augenkoordination. Außerdem wird im *MIST*-Simulator eine Gallenblasenentfernung geübt, nicht eine Blinddarmentfernung.

Der Vorteil der Simulation ist, daß man sie jederzeit einsetzen kann und sie eine minimale Betreuung benötigt.

Alberg et al. konnten zeigen, daß die Studenten, die am Simulator am Besten waren, auch in der Realität am Besten abgeschnitten haben.

Datta et al. [43] haben mit *PreOp* von *Immersion* drei Gruppen, Anfänger, Fortgeschrittene (5-50 Untersuchungen) und Experten (mehr als 200 Untersuchungen), untersucht. Auch sie haben signifikante Unterschiede zwischen den drei Gruppen bezüglich der Zeit, der Pfadlänge des Endoskops und der Anzahl der Kollisionen mit der Wand festgestellt.

MacDonald et al. [102] haben ebenfalls am *PreOp*-Simulator Anfänger mit Fortgeschrittenen und Experten verglichen. Keiner der Probanden hatte Erfahrung mit Simulatoren.

Auch sie haben zwischen trainierten und untrainierten Personen unterscheiden können. Erstaunlicherweise hatten die Experten die höchste Perforationsrate, eventuell, weil sie zu selbstsicher an die Simulation herangetreten sind.

Schijven et al. [138] haben den *Xitact LS500*-Simulator anhand von Experten und Anfängern untersucht. Auch sie haben einen signifikanten Unterschied zwischen Anfängern und Experten feststellen können.

Ihr Ergebnis war, daß das virtuelle Training Fertigkeit und Vertrauen aufbaut und vom Benutzer durchweg positiv beurteilt wird. Daß auch die Experten sich mit der Zeit verbesserten, zeigt, es gibt auch am Simulator Lernkurven.

Ihrer Untersuchung nach fehlt es *MIST* und *LapSim* an haptischem Feedback und anatomischen Repräsentationen der laparoskopischen Prozedur. Sie sind der Meinung, daß nur der *MIST*-Simulator bislang vernünftig evaluiert wurde.

## 4.5 Intervaskuläre Simulatoren

Im Bereich der intervaskulären Simulatoren gibt es mehrere Projekte. Aloisio et al. [12] stellen ein Konzept vor, welches mehr oder weniger jedem intervaskulären Simulationssystem zugrunde liegt.

Der Benutzer interagiert mit dem Simulationssystem über Originalinstrumente. Die Daten dieser Instrumente (beispielsweise die Bewegung des Katheters oder der Druck des Inflators) werden von Sensoren erfaßt und in der virtuellen Szene umgesetzt.

In dieser virtuellen Szene werden Kollisionen zwischen den Objekten ermittelt. Diese Kollisionen erzeugen Kräfte. Mittels Force-Feedback werden diese Kräfte auf die Instrumente übertragen, die der Benutzer dann spürt.

Die virtuelle Szene besteht aus der Anatomie der Herzkranzgefäße und den virtuellen Modellen der Instrumente. Das Kontrastmittel, das injiziert wird, muß sich in Echtzeit ausbreiten, damit der Benutzer ein visuelles Feedback erhält.

Da die Instrumente flexibel und die Gefäße deformierbar sind, werden sie als deformierbare Objekte modelliert. Wenn die Instrumente mit der Gefäßwand interagieren, muß man die Kraft (und die Deformation) berechnen und diesen Wert an das haptische Interface zurückgeben. Der Benutzer reagiert aufgrund dieser Rückkopplung.

Im Gegensatz zu den oben beschriebenen Simulatoren, bei denen die Intervention mit einer Kamera überwacht wird, finden die intervaskulären Untersuchungen unter Röntgenkontrolle statt.

Bei den im vorherigen Kapitel beschriebenen Simulatoren kommt in der Regel *OpenGL*<sup>1</sup> [206] zum Einsatz. Hier werden 3D-Objekte aus Primitiven wie Punkten, Linien, Polygonen, Bildern oder Bitmaps beschrieben. Dies bedeutet, daß Objekte auf ihre Oberfläche reduziert werden. Informationen *in* Objekten müssen durch weitere, innen liegende Objekte definiert werden.

Die OpenGL-Primitive tragen Informationen über die Farbe, Texturen und Transparenzen. Die Objekte werden in einer Szene zusammengestellt und das resultierende Bild auf dem Monitor abgebildet.

In einem Röntgenbild gibt es keine Tiefeninformationen. Wenn nur ein Teil der Röntgenstrahlung absorbiert wird, werden dahinterliegende Objekte sichtbar. Im Gegensatz zu Gegenständen, die im sichtbaren Bereich halbtransparent sind, kann man im Röntgenbild nicht erkennen, welches der zwei Objekte in der Projektion vor dem anderen liegt.

Will man die Szene wie bei den Endoskopen mit OpenGL darstellen, muß man die Gefäße und Instrumente über ihr Oberflächenmodell beschreiben. Da die Sichtbarkeit der Gefäße von der Kontrastmittelkonzentration abhängt, muß die Transparenz der Gefäße gemäß des Absorptionskoeffizienten definiert werden, der sich aber im Laufe der Intervention ändert.

Für die Röntgenprojektion bedeutet dies, daß für jedes Pixel entlang des Röntgenstrahls der Transparenzwert jeder durchquerten Oberfläche aufaddiert wird. Nach dem *Lambert-Beerschen Gesetz* müssen aber die Abschwächungen multipliziert werden, sonst ist der Pixelwert zu dunkel. In OpenGL kann man zwar Werte auch multiplizieren, benötigt dafür aber spezielle Erweiterungen, die auch nur auf bestimmten Grafikkarten funktionieren (beispielsweise mit dem neuen NV\_Fragment\_program von Nvidia). Alternativ könnte man die aufaddierten Transparenzen  $\sum_i T_i$  in die Exponentialfunktion einsetzen ( $e^{\sum_i T_i}$ ) und so den Abschwächungskoeffizienten bekommen.

Ein weiteres Problem bei dieser Darstellung ist, daß nur die Transparenz der Oberfläche betrachtet wird, nicht aber die Durchleuchtungslänge. Hat man beispielsweise einen Gefäßabschnitt konstanten Durchmessers und konstanter Kontrastmittelkonzentration, erhält die Oberfläche eine Transparenz, die vom Kontrastmittel (eventuell auch vom Durchmesser) abhängig ist.

---

<sup>1</sup>Open Graphics Library

Wenn nun zwei Projektionsstrahlen dieses Segment in unterschiedlichen Winkeln schneiden, werden in OpenGL beide Projektionsstrahlen gleich behandelt und beide Projektionsstrahlen führen zum gleichen Ergebnisgrauwert. Der Projektionsstrahl, der das Segment senkrechter schneidet (siehe Abbildung 4.10), hat eine geringere Durchleuchtungslänge und damit eine geringere Abschwächung als der andere Strahl. Beide Projektionsstrahlen dürften somit nicht zum gleichen Ergebnis führen.

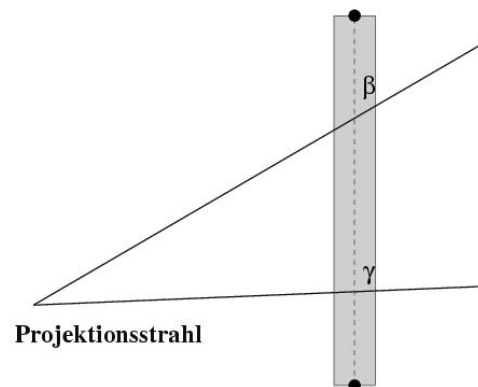


Abbildung 4.10: **Die Durchleuchtung bei Oberflächentransparenz**

Sind die Konzentration und der Durchmesser über dem Segmentstück konstant, bekommt die Oberfläche überall dieselbe Transparenz. Somit erfahren beide Strahlen die gleiche Abschwächung, obwohl der zweite Strahl das Gefäß in einem größeren Winkel  $\gamma$  durchdringt und deshalb eine kürzere Durchleuchtungslänge hat und folglich nicht so viele Röntgenquanten absorbiert.

Zwar könnte man die Oberflächentransparenz von dem Winkel gegenüber dem Projektionsstrahl abhängig machen, dazu müßte man aber die Transparenz für jede Position und jeden Oberflächenpunkt neu bestimmen.

Eine andere Möglichkeit wäre, die Gefäße nicht halbtransparent zu machen, sondern ihnen einen Grauwert gemäß der Kontrastmittelkonzentration zuzuweisen. Auf diese Weise verliert das Röntgenbild aber an Qualität.

Ein weiterer wichtiger Unterschied zur Endoskopie besteht im Eingabegerät. Bei der Katheterintervention muß man flexible, teilweise beschichtete Instrumente mit Durchmessern zwischen 0,3 mm (Führungsdraht) und 2,3 mm (Katheter) durch Meßeinheiten erfassen. Die auf Draht und Katheter wirkenden Kräfte sind minimal, da die Gefäße innen in der Regel sehr glatt sind und kaum Reibung auf die Instrumente übertragen.

Deshalb darf die Meßeinheit nur einen minimalen Einfluß auf die Instrumente nehmen. Elektrische Motoren, die man bei Endoskopiesimulatoren verwendet, haben für die leichten Instrumente eine zu hohe Trägheit.

„Starke“ Kräfte treten in der Regel nur bei stark verkalkten Stellen auf. Wenn der (erfahrene) Kardiologe solche Kräfte spürt, weiß er, daß es Probleme gibt (Spasmen, Dissektionen, Perforationen, ...).

Es ist auch äußerst schwierig, auf die dünnen und glatten Instrumente eine Kraft

auszuüben, da mechanische Bremsen auf der glatten Oberfläche kaum Kräfte erzeugen können.

Man kann die Meßeinrichtungen von endoskopischen Simulatoren nicht ohne weiteres für den intervaskulären Bereich benutzen.

#### 4.5.1 daVinci/ICard/NeuroCath

Andersen et al. [14][36] haben das von Aloisio et al. vorgeschlagene Konzept 1996 in dem Simulationssystem *daVinci* (Visual Navigation of Catheter Insertion, später *ICard*) vorgestellt. Dieses System erlaubt es, Katheter und Führungsdraht unter Röntgendurchleuchtung vorzuschieben (siehe Abbildung 4.11).



Abbildung 4.11: Oberfläche des Simulationssystems *daVinci/ICard*

Auf dem großen Monitor wird das Röntgenbild des Patienten abgebildet. In der Leiste darunter können Instrumente ausgewählt werden. Die Steuerung des Katheters und die Dosierung der Strahlung werden ebenfalls hier kontrolliert. Auf der rechten Seite sieht er die Gefäße und Schichtbilder des Patienten.

Auf einem großen Monitor sieht man das Röntgenbild des Patienten, welches von der Kontrolleiste unten gesteuert werden kann. Der der Simulation zugrundeliegende Datensatz stammt vom *Visible Human Project*® [205]. Deshalb sind die Herzkranzgefäße auch nicht animiert. Das Kathetermodell von *ICard* war sehr rudimentär und

nicht echtzeitfähig.

Die Gefäße werden durch Zylinder-Kugel-Modelle beschrieben. Anfänglich wurden die Projektionen auf den Hintergrund gemalt; in späteren Versionen sind die Gefäße halbdurchlässig in OpenGL dargestellt worden.

Den Katheter schiebt man in ein Eingabegerät, innerhalb dessen die Translations- und Rotationsbewegung eines Führungsdrahtes und eines Katheters mittels eines Balls mechanisch getrackt werden. Die Kraft wird über Bremsen auf die Instrumente übertragen [175].

Das Projekt *ICard* wird als interventioneller Neuroradiologiesimulator *NeuroCath* weitergeführt [38][121][15][37].

*NeuroCath* besitzt mittlerweile ein verbessertes, echtzeitfähiges Kathetermodell. Das Eingabesystem besteht aus einem zum Ring geschlossenen Draht, dessen Translationsbewegung in einer Box gemessen wird. Die Rotationsbewegung des Drahtes wird anhand eines an der Box befestigten Drehpotentiometers eingestellt. Ein Schalter auf der Box schaltet zwischen Katheter, Draht und Ballonkatheter um.

*NeuroCath* kann auch für Herzkranzgefäße benutzt werden, das Gefäßmodell ist wie schon bei *ICard* statisch [192].

### 4.5.2 ICTS/VIST

2000 stellten Dawson et al. [41][44][117][198] das Trainingssystem *ICTS* (**I**nterventional **C**ardiology **T**raining **S**ystem, später *VIST*) vor. Das *VIST*-System verwendet mittlerweile 4D CT- oder MR-Datensätze (Stand August 2003).

Die Röntgenprojektion der animierten NURBS-Oberflächen wird mit OpenGL erzeugt. Ein Implementierungsproblem hat zur Folge, daß das Drehen der Gefäße bei gleichzeitiger Kontrastmittelzugabe nicht in Echtzeit erfolgt.

Der Kontrastmittelfluß wird nach der Netzwerkmethode berechnet. Mittlerweile wird der injizierte Kontrastmittelfluß detektiert, und die Gefäße werden in verschiedenen Graustufen abgebildet. Auch den Draht/Ballonkatheter kann man in den Gefäßen sehen.

Aber die Durchleuchtungslänge wird immer noch nicht berücksichtigt. Dünne Gefäße sollten heller als dicke Gefäße sein, weil die Durchleuchtungslänge geringer ist und damit die Absorption der Röntgenstrahlen. Alle Gefäße absorbieren aber gleich.

Zudem sieht man, in hoher Vergrößerung, daß an den Stellen, wo Verzweigungen sind, sich helle Flecken befinden, weil an diesen Stellen die Oberfläche nicht definiert ist. Auch Gefäße ohne Verzweigungen sind manchmal gefleckt, obwohl das Kontrastmittel über den Gefäßdurchmesser gleichmäßig verteilt sein sollte (es werden keine Schlieren beachtet).

Der Katheter/Draht wird mittels Feder-Massemodell berechnet. Der Katheter darf nur langsam geschoben werden, weil sonst das Programm mit dem Rechnen nicht nachkommt. Oft bewegt sich der Draht noch in der Projektion, obwohl er längst nicht mehr geschoben wird. Darüberhinaus bewegt er sich nicht realitätsgetreu und der Führungsdraht läuft teilweise neben den Gefäßen.

Der Katheter/Führungsdraht/Ballonkatheter wird im Eingabesystem in einer Art Teleskoparm festgeklemmt und bewegt dort vermutlich einen Elektromotor. Dies führt zu einer zu hohen Trägheit des Drahtes. Der Benutzer muß unrealistische Kräfte auf den Draht übertragen.

Diese Kräfte sind zwar mittlerweile stark verringert worden, dafür aber hat man ein sehr großes Problem mit dem Schlupf. Das System detektiert nicht mehr vollständig die Bewegungen, so daß der Draht im Laufe der Intervention zu sehr hineingezogen wird bzw. plötzlich aus dem System herausfällt, obwohl er noch tief über der Stenose liegt. Die Elektromotoren haben auch den Nachteil, daß der Draht, wenn man ihn vorwärts schiebt und dann losläßt, aufgrund der Trägheit der Motoren ein Stückchen in das System hineinzieht.

Ein haptisches Feedback ist zur Zeit nur bei den Stenosen zu spüren. Geringere Modulationen der Kraft hätten aber auch aufgrund der hohen Trägheit keinen Sinn.

Bis auf Katheter/Draht, die Spritze, den Druck und ein Fußpedal für die Röntgendurchleuchtung wird *VIST* über einen Monitor gesteuert (siehe Abbildung 4.12).

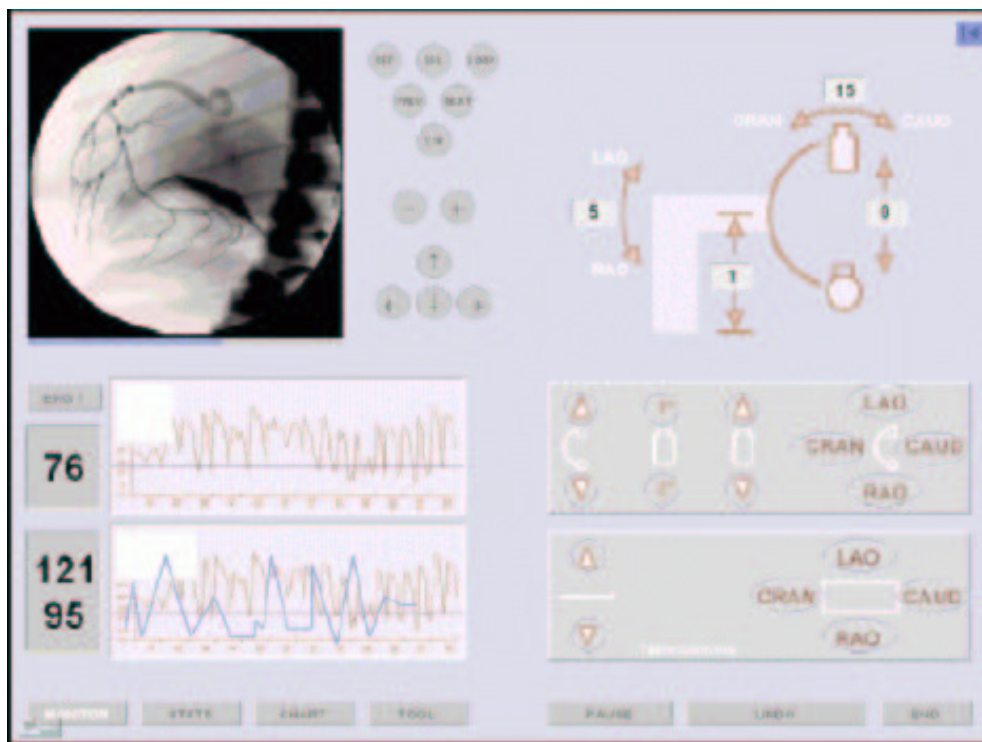


Abbildung 4.12: **Oberfläche des Simulationssystems ICTS/VIST**

Die Anlage wird bei *ICTS/VIST* über einen Monitor gesteuert. Auf einem zweiten Monitor sieht man die Röntgendurchleuchtung. EKG und Druckkurven sind nicht mit der Herzbewegung korreliert.

Per Maus und Monitor kann man die Anlage steuern. Auf einem zweiten Monitor sieht man die Röntgenprojektion.

EKG und Druckkurve sind nicht mit der Herzbewegung korreliert und haben nur eine optische Funktion.

Anfragen Juli 2003 haben ergeben, daß das *ICTS/VIST*-System noch nicht evaluiert wurde.

*VIST* wird von der Firma *Mentice* vertrieben [203].

### 4.5.3 AccuTouch Endovascular Simulator

*Immersion* [193] hat auch einen intervaskulären Simulator entwickelt, den AccuTouch<sup>®</sup> Endovascular Simulator [194] (siehe Abbildung 4.13).



Abbildung 4.13: Der AccuTouch Endovascular Simulator

Da es keine Publikationen über das System gibt, kann es nur anhand persönlicher Erfahrung (Juli 2003) beurteilt werden.

Der AccuTouch<sup>®</sup> Endovascular Simulator verfügt über zwei Bildschirme. Auf dem linken kann man zwischen der animierten 3D-Sicht der Gefäße, einem Cine-Loop und einem Standbild wechseln. Auf dem rechten Monitor sieht man die Röntgenprojektion. Die Röntgenstrahlung kann man über ein Fußpedal regulieren.

Die Datensätze stammen ebenfalls vom *Visible Human Project*<sup>®</sup> und werden künstlich animiert. Wie beim *VIST*-System wird die Röntgenprojektion mit OpenGL dargestellt. Die visuelle Umsetzung entspricht der des *VIST*-Systems.

Die Gefäße gibt es nur in zwei Zuständen: mit Kontrastmittel gefüllt (grau) oder durchsichtig. Auch hier wird die Durchleuchtungslänge nicht berücksichtigt und man sieht den Führungsdraht/Ballonkatheter nicht.

Die Implementierung scheint effizienter als die von *VIST* zu sein; AccuTouch<sup>®</sup> erlaubt in Echtzeit das gleichzeitige Injizieren von Kontrastmittel und die Drehung des C-Bogens.

Die Anlage steuert man über ein einfaches Modul, welches aus einem Joystick und ein paar Knöpfen besteht. Über den Joystick kann man die Winkel verstellen, die Knöpfe erlauben verschiedene Vergrößerungsstufen. Der Tisch ist ebenfalls über das Modul steuerbar.



Wie schon beim *VIST*-System ist die Katheteranimation noch nicht ausgereift. Die Bewegung des Katheters und die Platzierung im Ostium der Koronararterien entspricht nicht der Realität.

Man kann bei AccuTouch<sup>®</sup> eine Dissektion hervorrufen, laut Kardiologenaussage allerdings zu schnell. Darüber hinaus ist die Zeit, um die Dissektion zu beheben, in der Simulation viel zu kurz gegenüber der Realität. Auch ist die Umsetzung der Dissektion nicht realitätsgetreu. So führt eine Dissektion am Hauptstamm (gleich zu Beginn der Herzkranzgefäße), die den Hauptstamm *nicht* verschließt, nicht wie bei AccuTouch<sup>®</sup> innerhalb 5 *min* zum Tod des Patienten.

Nur Dissektionen, die das Gefäß verschließen, sind gefährlich. Dann aber darf kein oder nur sehr wenig Kontrastmittel fließen.

Im Eingabegerät wird die Katheterbewegung vermutlich mit Hilfe von Elektromotoren gemessen, die bei Bedarf eine Kraft auf die Instrumente ausüben können.

Der AccuTouch<sup>®</sup> Endovascular Simulator befindet sich zur Zeit noch im Prototypenstadium, soll aber bereits in einer ersten noch nicht veröffentlichten Studie evaluiert worden sein.

#### 4.5.4 SimSuite

Ein weiteres Trainingssystem ist das System SimSuite<sup>®</sup> der Medical Simulation Corporation [202]. Es ist schwer, dieses System zu beurteilen, da es kaum wissenschaftliche Publikationen darüber gibt [109], nur Zeitungsausschnitte.

Soweit man das System aus Videoaufnahmen und von Bildern beurteilen kann (siehe Abbildung 4.14), besteht das Simulationssystem aus einer Puppe *Simantha*, in welche Katheter, Draht und Ballonkatheter geschoben werden. Per Röntgendurchleuchtung überwacht man die Intervention. Die Anlage kann man über Joystick bzw. Touch Screen kontrollieren.

Wird Kontrastmittel eingespritzt, sind die Gefäße analog zu *VIST* und AccuTouch<sup>®</sup> gleichmäßig gefärbt.

Es sieht so aus, als hätte SimSuite<sup>®</sup> einen realen, aber statischen Hintergrund in das System eingeblendet, auf dem sie die Gefäße animieren.

Auf einem weiteren Monitor werden EKG und Blutdruck aufgeführt (ob und wie weit diese Kurven mit der Herzbewegung gekoppelt sind, kann nicht beurteilt werden).

Über das Trackingsystem und Force-Feedback ist nichts bekannt.



Abbildung 4.14: **Das SimSuite-System**

Der Katheter wird in eine Puppe *Simanthe* geschoben. Der Vorschub wird per Röntgendurchleuchtung überwacht. Auf einem weiteren Monitor ist das EKG aufgezeichnet (wie weit es mit der Herzbewegung gekoppelt ist, kann nicht beurteilt werden).

# Kapitel 5

## Das Konzept

### 5.1 Motivation

Im folgenden Kapitel wird zunächst erklärt, warum ein neues kardiologisches Trainingssystem entwickelt wurde. Anschließend wird ein Trainingsablauf, der sich am realen Ablauf orientiert, beschrieben.

In dem folgenden Realisierungsansatz wird die Funktionsweise der einzelnen Komponenten vorgestellt und erläutert, warum dieser Aufbau gewählt wurde.

### 5.2 CATHI - ein neues Konzept

Obwohl es bereits einige vaskuläre Simulatoren gibt, sind diese aufgrund ihres Aufbaus nicht geeignet, den Eingriff in seiner ganzen Komplexität hinreichend genau zu simulieren.

Je realistischer der Trainingsablauf geübt werden kann, desto besser sind die Ergebnisse für reale Interventionen. Deshalb muß das Simulationssystem so realistisch wie möglich sein.

Für den Benutzer bedeutet das, daß er Originalinstrumente in der Hand hat, mit denen er wie in der Realität umgehen kann. Das Gefühl, wenn er einen Draht oder Ballonkatheter schiebt oder rotiert, muß dem realen Gefühl entsprechen. Wenn zu viel Reibung auf Draht und Ballon wirkt, braucht er zum Schieben eine zu große Kraft. Dies würde in der Realität unter Umständen zu großen Komplikationen führen (Dissektionen, Perforationen, Spasmen, ...).

Die Aktionen des Benutzers müssen in Echtzeit ein haptisches und visuelles Feedback erzeugen. Nur dann lernt er, schnell und richtig zu reagieren. Schiebt er einen Draht vorwärts und der Draht bewegt sich in der Röntgenprojektion erst mit einer gewissen Verzögerung, lernt er nicht das rechtzeitige Reagieren. Dies bedeutet, daß die Simulation mit mindestens 12,5 Bildern pro Sekunde laufen muß.

Um Kontrastmittel einzusparen, muß der Benutzer gezieltes Injizieren lernen. Um eine Diagnose zu erstellen, müssen die Gefäße möglichst dunkel sein, damit eventuel-

le Stenosen (Durchblutungsstörungen) gut erkannt werden. Will er sich nur orientieren, beispielsweise um die Kameraparameter optimal einzustellen oder den Draht zu navigieren, dann reicht es, wenig Kontrastmittel einzuspritzen, um nur ungefähr den Gefäßverlauf erkennen zu können.

Über Fußpedale kann er die Röntgenstrahlung dosieren. Wenn er nur auf einen Monitor achtet, beispielsweise bei der Drahtnavigation, dann muß er nicht mit beiden Anlagen durchleuchten.

Ein schnelles Erfassen der 3D-Struktur der Koronararterien mit wenig Röntgenstrahlung und Kontrastmittel und die Kenntnis, welche Projektionswinkel bezüglich dieser Struktur am geschicktesten sind, sind wesentlich für die Intervention. Dieses Wissen muß aber auch zügig in die entsprechenden Handgriffe umgesetzt werden. So muß der Anwender wissen, wo die Joysticks zu finden sind, mit denen er die Winkel verändern kann und in welche Richtung er diese drücken hat.

Ausgehend von diesen Anforderungen wurde das CATHI-System (**C**atheter **I**nstruction System) entwickelt. Ziel dieses Trainingssystem ist es, analog zum Flugsimulator das gesamte Katheterlabor mit allen vorkommenden Handgriffen so realistisch wie möglich zu simulieren und Instrumente wie Maus und Tastatur, die im Katheterlabor nicht vorkommen, möglichst wenig zu benutzen.

Ein flexibler, modularer Aufbau soll künftige Erweiterungen oder Änderungen schnell und unkompliziert ermöglichen, so daß neue Methoden einfach in das bestehende System integriert werden können.

## 5.3 Trainingsablauf

### 5.3.1 Diagnostik

Im ersten Schritt muß der Benutzer die *Diagnose* stellen. Ziel der Diagnose ist es, daß der Benutzer den Zustand der Herzkranzarterien beurteilt und sich gegebenenfalls für eine Therapie entscheidet. Dafür ist es wichtig, daß man den gesamten Koronarbaum begutachtet.

Zu Beginn der Simulation ist der Herzkatheter bereits im linken oder rechten Ostium coronaris platziert. Durch diesen Katheter spritzt der Benutzer Kontrastmittel in die Herzkranzgefäße.

Dieses vermischt sich mit dem Blut und absorbiert die Röntgenstrahlung. Der Benutzer erhält so eine Röntgenprojektion der Herzkranzgefäße.

Der Absorptionskoeffizient der Gefäße ist von der injizierten Kontrastmittelmenge abhängig. Je schneller der Benutzer das Kontrastmittel einspritzt, desto höher ist die Konzentration im Blut und desto mehr Röntgenstrahlung wird absorbiert. Die Gefäße werden somit dunkler.

Um den Zustand von einem Gefäß beurteilen zu können, sollten nach Möglichkeit keine anderen Gefäße vor oder hinter diesem verlaufen. Die optimalste Auflösung erhält man, wenn das Gefäß parallel zur Projektionsebene verläuft.

Dazu muß man die Röntgenquelle(n) um den Patienten bewegen. Verschiedene C-Bogeneinstellungen ermöglichen die Beurteilung verschiedener Gefäßbereiche. Es können nicht beliebige Winkel angefahren werden, da andernfalls die Anlage mit dem Patienten kollidiert. Deshalb kann man nicht für jedes Gefäß eine optimale Projektionseinstellung finden.

Für die Darstellung verschiedener Koronarbereiche gibt es Standardeinstellungen. Diese geben in der Regel einen guten Überblick über die Gefäße. Für eine optimale Beurteilung muß man von diesen Werten manchmal abweichen.

Das Ziel der Diagnostik ist es, mit möglichst wenig Kontrastmittel und Röntgenstrahlung möglichst zuverlässig alle relevanten Gefäße zu kontrollieren und die Stenose(n) zu lokalisieren.

Voraussetzung dafür ist, daß man sich das dreidimensionale Koronargefäßmodell ungefähr vorstellen kann. Diese Vorstellung ist für ein schnelles Anfahren bestimmter Winkel notwendig.

Den Anfängern fehlt hier die Übung, in welche Richtung und wie weit sie den C-Bogen für eine bessere Auflösung rotieren müssen.

### 5.3.2 Therapie

Stellt man im Rahmen einer Diagnose fest, daß man eine Therapie durchführen muß, wählt man zunächst die Instrumente gemäß der Morphologie aus.

Da die Simulation auf einem einfachen Drahtmodell basiert, in dem die Drahtparameter nicht beachtet werden, steht nur ein Führungsdraht zur Verfügung.

Damit man mit dem Führungsdraht durch die Koronararterien navigieren kann, muß man die Spitze der Geometrie der Herzkranzgefäße anpassen. In der Realität biegt sich der Kardiologe die Spitze selbst zurecht. Im Rahmen des CATHI-Trainings kann die Spitze nur virtuell modelliert werden. Dieser Winkel ist in der Simulation der einzige Parameter, welcher Einfluß auf das Navigationsverhalten des Führungsdrahtes hat.

Die Wahl des Ballonkatheters ist von der Länge und dem (eentlichen) Durchmesser des Gefäßes abhängig. Diese Parameter ermittelt man aus der Röntgenprojektion, indem man als Anhaltspunkt die Größe des Herzkatheters nimmt und aufgrund dieses Größenvergleichs die Dimension der Stenose abschätzt. Da es die Ballonkatheter nicht in allen Maßen gibt, muß man den Durchmesser des Ballons über den Druck steuern.

Zuerst muß man mit dem Führungsdraht durch den Koronarbaum bis zu der Stenose gelangen. Die einzigen Möglichkeiten der Drahtmanipulation sind die Translation und die Rotation. Aufgrund des einfachen Drahtmodells spielt die Rotation des Führungsdrahtes nur bei Verzweigungen eine Rolle. Die Orientierung der Spitze bestimmt, welches Gefäß als nächstes sondiert wird. Der Draht wird über die Stenose dirigiert und sollte tief in der Peripherie des jeweiligen Gefäßes verankert sein, damit er stabil liegt, wenn der Ballon über den Draht geschoben wird.

Ist der Draht korrekt positioniert, wird der Ballonkatheter auf den Draht aufgefädelt und in den Patienten geschoben. Der Draht wirkt dabei wie eine Führungsschiene (deshalb nennt man ihn auch Führungsdraht). Da der Ballonkatheter nur geschoben oder

gezogen werden kann, ist für die Ballonbewegung lediglich die Translation interessant.

Die Schwierigkeit bei dieser Aktion besteht darin, daß man den Draht möglichst nicht bewegen sollte. Man muß aufpassen, daß man den Draht nicht zusammen mit dem Ballonkatheter weiter in die Koronararterien hineinschiebt und so unter Umständen kleinere Gefäße verletzt. Auf der anderen Seite darf man den Draht auch nicht herausziehen, während man den Ballonkatheter hineinschiebt.

Den Ballonkatheter schiebt man bis in die Stenose vor. Da der Ballon ungefähr auf Größe des Ballonkatheterdurchmessers gefaltet und röntgendurchlässig ist, ist die korrekte Positionierung nicht einfach. Deshalb wird die Dimension des Ballons durch radiopake Marker gekennzeichnet.

Da jede Dilatation ein Risiko für den Patienten beinhaltet, sollte der Ballon so positioniert sein, daß die Stenose nur einmal dilatiert werden muß. Dies ist natürlich bei besonders langen Stenosen nicht immer möglich. Deshalb sollte der eine Marker kurz vor der Stenose und der andere kurz nach der Stenose zu liegen kommen.

Ist der Ballon richtig positioniert, dilatiert man ihn mit einem *Inflator*. Der Ballon füllt sich mit einem Gemisch aus Kochsalzlösung und Kontrastmittel. Aufgrund des Kontrastmittels kann man den Ballon in der Röntgenprojektion auch beobachten. Der Durchmesser des Ballons ist druck- und produktabhängig.

Anschließend läßt man den Druck wieder ab und kontrolliert, ob die Stenose vollständig dilatiert wurde. Bei besonders langen Stenosen oder wenn der Ballon nicht korrekt plaziert wurde, muß man den Ballon erneut (in neuer Position) aufblasen.

Hat man die Engstelle beseitigt, zieht man den Ballon zurück und kontrolliert nochmals die dilatierte Stenose.

Liegen weitere Stenosen vor, werden diese ebenfalls dilatiert. Gegebenenfalls ist dies mit einem Draht- und/oder Ballonkatheterwechsel verbunden. Andernfalls zieht man den Führungsdraht aus dem Patienten heraus und hat seine Intervention beendet.

## 5.4 Realisierungsansatz

Der Schwerpunkt der Realisierung liegt darin, daß die einzelnen Komponenten voneinander weitgehend unabhängig sind. Wenn sich die Struktur einer Komponente ändert, sollten die anderen davon möglichst nicht betroffen werden.

Dadurch wird das System leicht wartbar und erweiterbar.

### 5.4.1 Aufbau - Überblick

CATHI ist ein flexibles Trainingssystem, dessen Aufbau sich weitgehend an der Realität orientiert. Es besteht aus mehreren, voneinander unabhängigen Modulen, die über Schnittstellen miteinander verbunden sind (siehe Abbildung 5.1).

Der Vorteil dieses Aufbaus ist, daß CATHI mit geringem Aufwand auch auf andere Situationen angewendet werden kann. Wenn man beispielsweise Kathetereingriffe

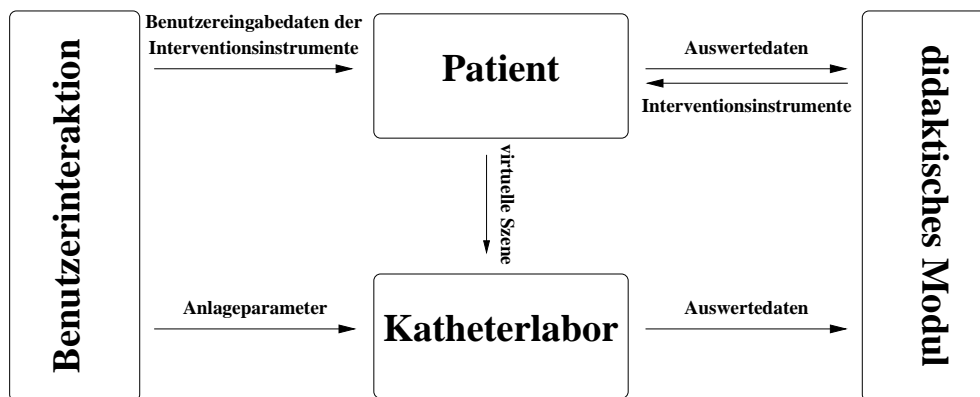


Abbildung 5.1: **Der Aufbau des CathI-Systems - Überblick**

Die Interaktion zwischen den einzelnen Modulen ist auf ein Minimum beschränkt, damit die einzelnen Module möglichst unabhängig voneinander sind.

In dem Benutzerinteraktionsmodul steuert der Benutzer die Anlage und die Instrumente. Die Instrumentenaktionen werden an das Patientenmodul weitergeleitet und dort wird eine virtuelle Szene erstellt. Die jeweiligen Koordinaten der Gefäße und der Instrumente werden an das Katheterlabor übermittelt und dort gemäß der Anlageparameter dargestellt.

Der Benutzer wählt über das didaktische Modul die Instrumente (wie groß und wie lang ist der Ballon etc.) und den Patienten aus. Die Ergebnisse wie etwa Anzahl der Komplikationen, Inflationsdruck oder Kontrastmittelverbrauch werden vom Patienten dem didaktischen Modul übermittelt.

Informationen über die Röntgenstrahlung kommen vom Katheterlabor, da diese Informationen von der Anlage abhängen.

in der Radiologie üben möchte, braucht nur der Patient modifiziert werden (weil Radiologen die Interventionen nicht in den Herzkranzgefäßen durchführen), die anderen Module bleiben unberührt.

Die Aufteilung der Module entspricht der Realität. Man unterscheidet

- **Patient:** Alles, was mit dem Patienten zu tun hat, wird in diesem Modul zusammengefaßt.
- **Katheterlabor:** Das oder die bildgebenden Systeme, die Parameter und die darstellenden Module werden zu der Anlage zusammengefaßt.
- **Benutzerinteraktion:** Alle Instrumente außerhalb des Patienten, mit denen der Benutzer interagiert und auf diese Weise die Intervention beeinflusst, bilden das Benutzermodul.
- **Didaktik:** Die Verwaltung der einzelnen Benutzer und die Registrierung der Verbrauchswerte bilden zusammen eine Einheit.

## Patient

Für einen angiographischen Eingriff sind die mit Kontrastmittel gefüllten Gefäße interessant. Weichteile erkennt man auf den Röntgenprojektionen nur sehr schlecht und die Knochen sind für die Intervention von untergeordneter Bedeutung.

Deshalb wird der Patient in drei Einheiten unterteilt: die Gefäßanatomie, den restlichen Körper und die in den Patienten eingeführten Instrumente 6.1 (siehe Abbildung 5.2).

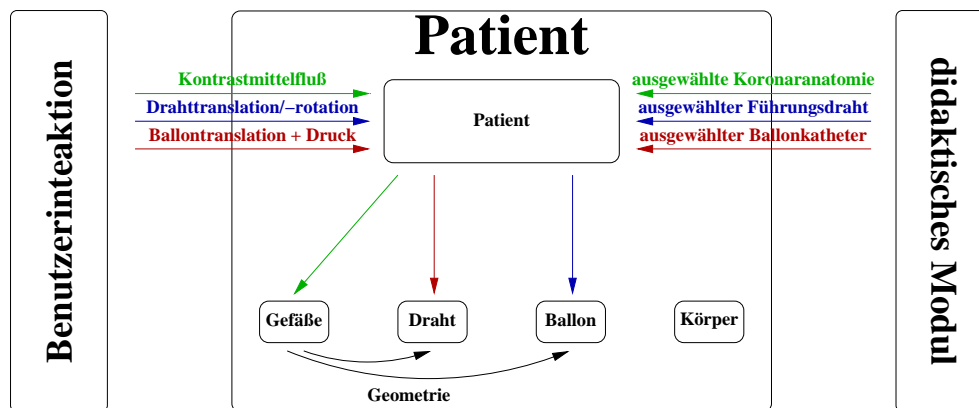


Abbildung 5.2: **Der Aufbau des Patienten - Inputs**

Der Benutzer schiebt den Draht und den Ballonkatheter, spritzt Kontrastmittel und gibt einen Druck auf den Ballon. Über das didaktische Modul werden die Koronaranatomie (Patientenwahl), der Führungsdraht und der Ballonkatheter ausgewählt.

Diese Parameter werden an den Patienten weitergegeben, der sie wiederum an die einzelnen Komponenten weitergibt.

Der Draht und der Ballon werden von der Geometrie der Gefäße beeinflusst.

Über das didaktische Modul werden Patient (Gefäßanatomie) und Instrumente (Steifigkeit, Ballongröße und Durchmesser etc.) definiert. Dadurch ist der Patient als Modul unabhängig davon, auf welche Weise die Daten ausgewählt werden.

Die Beeinflussung des Benutzers findet über eine Schnittstelle zum Benutzerinterface statt (siehe Abbildung 5.1). Der Benutzer schiebt oder dreht den Führungsdraht oder den Ballonkatheter, er kann den Ballon aufblasen (Druck) und Kontrastmittel injizieren. Diese Informationen werden vom „Patienten“ an die jeweiligen Komponenten weitergegeben.

Dadurch, daß nur der aktuelle Druck, der aktuelle Kontrastmittelfluß und die Bewegungsänderungen von Führungsdraht und Ballonkatheter an den Patienten übermittelt werden, ist der Patient völlig unabhängig von den Eingabegeräten und davon, wie diese Informationen übermittelt werden (USB, paralleler Port oder serieller Port, Protokoll etc.).

Sowohl Draht als auch Ballonkatheter werden von der Geometrie der Gefäße beein-



flußt. Weder Draht noch Ballonkatheter beeinflussen (deformieren) die Geometrie, da das einfache Drahtmodell dies nicht vorsieht (siehe auch Kapitel 6.1.10).

Die virtuelle Szene wird über die Koordinaten von Gefäßen, Instrumenten und den Hintergrundinformationen vom Patienten an das Katheterlabor weitergeleitet (siehe Abbildung 5.3).

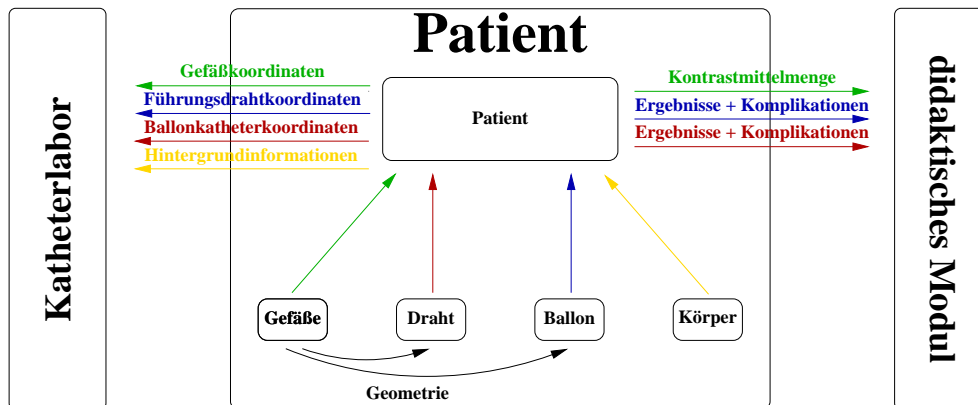


Abbildung 5.3: **Der Aufbau des Patienten - Outputs**

Die Informationen über die virtuelle Szene werden vom Patienten an das Katheterlabor weitergeleitet. Da nur Koordinaten weitergeleitet werden, ist die virtuelle Szene sowohl unabhängig vom internen Aufbau der einzelnen Komponenten als auch von den Instrumentenparametern.

An das didaktische Modul werden Auswerteparameter übermittelt, die dort weiterverarbeitet werden.

Der Vorteil der Koordinatenweitergabe ist, daß die virtuelle Szene unabhängig vom internen Aufbau des Patienten ist. Wenn sich hier die Struktur ändert, ist die Szene davon nicht betroffen.

Informationen über die Absorptionseigenschaften der einzelnen Koordinaten werden im Patienten bestimmt und nur das Ergebnis wird an das Katheterlabor weitergegeben. Die Absorptionseigenschaften werden über den Kontrastmittelfluß (Gefäße) und die Instrumentenparameter (Draht- und Ballonabsorptionseigenschaften) definiert.

Die Szene ist auch völlig unabhängig von der Gefäßanatomie. Ob es nun dynamische Herzkranzgefäße oder statische Gefäße der Niere sind, die an das Katheterlabor weitergeleiteten Koordinaten sind davon in keiner Weise beeinflusst.

Wenn man die Atmung oder die Bewegung des Patienten in die Szene einfließen lassen will, wird dies in das Patientenmodul eingearbeitet. An das Katheterlabor werden weiterhin die Hintergrundinformationen eventuell deformiert weitergeleitet.

Außerdem ist der Patient völlig unabhängig von der Darstellungsart des Katheterlabors. Die Daten werden im Katheterlabor verarbeitet und dort wird entschieden, ob man eine Röntgendarstellung oder eventuell eine MR-Darstellung wählt.

An das didaktische Modul werden Auswerteparameter übergeben. Dies sind die verbrauchte Menge Kontrastmittel, die Art der Komplikationen, die bei Draht und Ballon-

katheter auftreten, welche Spitze der Draht hat und wie lange und wie stark der Ballon aufgeblasen wurde.

Auf diese Weise ist der Patient von der Auswertungsart völlig unabhängig. Ob diese Daten gespeichert werden oder ob man sie irgendwie weiterverarbeitet, wird im didaktischen Modul definiert.

Wenn das Kathetermodell realistischer ist und auch eine Kräfteberechnung stattfindet, wird die Krafterückkopplung vom Patienten an das Eingabesystem zurückgegeben. Dies ist wegen des primitiven Drahtmodells hier nicht verwirklicht.

### Katheterlabor

Das Katheterlabor besteht aus einem oder mehreren bildgebenden Systemen. Jedes bildgebende System erhält vom Katheterlabor die Anlageparameter, die der Benutzer einstellt (Rotations- und Angulationswinkel und Röntgendurchleuchtung an/aus) und die gesamte virtuelle Szene (siehe Abbildung 5.4).

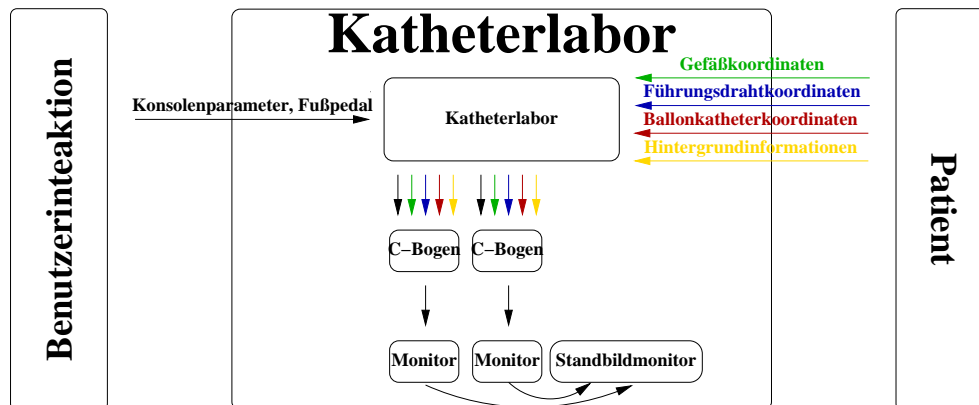


Abbildung 5.4: **Der Aufbau des Katheterlabors - Inputs**

Der Benutzer beeinflusst die Anlage über die Steuerkonsole (Joysticks) und das Fußpedal (Röntgenstrahlung).

Die Anlageparameter und die virtuelle Szene zusammen werden von jedem C-Bogen individuell bearbeitet.

Die Anlageparameter definieren für jeden C-Bogen die Projektionsmatrix und ob die Röntgenstrahlung an oder aus ist. Mit dieser Projektionsmatrix wird die virtuelle Szene umgesetzt. Die ermittelte Projektion wird auf einem Monitor ausgegeben.

Wenn man einen statt zwei C-Bögen hat, läßt man ein C-Bogenmodul weg. Möchte man das Katheterlabor auf drei C-Bögen erweitern, fügt man ein C-Bogenmodul hinzu.

Auch die Abbildungsart ist flexibel. Wenn man statt Röntgenstrahlung MR simulieren möchte, muß man nur das C-Bogenmodul austauschen.

Der Standbildmonitor ist nur von den Monitoren ansteuerbar. Da auf ihm die Projektion des jeweiligen Monitors zu sehen ist, die von nichts anderem beeinflusst wird, muß

er weder mit dem Katheterlabor noch mit den C-Bögen verbunden sein.

Ein Umstellen des Trainingssystems auf eine Anlage eines anderen Herstellers bedeutet, daß man nur die Anlagemodule austauschen muß. Wenn sich die Anlageparameter nicht zu sehr ändern, reicht es unter Umständen schon aus, die Monitorkomponenten auszutauschen.

Der hier beschriebene Aufbau würde es sogar theoretisch ermöglichen, daß man einen C-Bogen und eine MR-Anlage zusammen betreiben könnte.

Wie schon beim Patienten ist das Katheterlabor von der Art und dem Protokoll der Eingabe und der virtuellen Szene völlig unabhängig.

Wenn der Patient ein verbessertes Führungsdrahtmodell erhält, wird die Darstellungsart davon in keiner Weise beeinflußt. Auch ein physikalisches Kräftemodell erzeugt im Katheterlabor nur ein visuelles Feedback, welches alleine durch die virtuelle Szene beschrieben wird.

Das Katheterlabor übermittelt die Röntgendosis an das didaktische Modul, wo sie ausgewertet wird (siehe Abbildung 5.5).

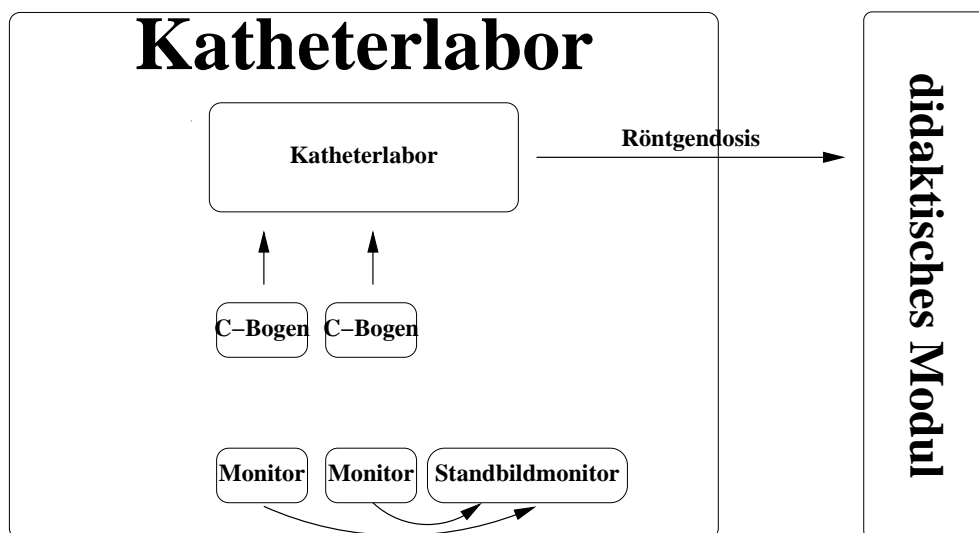


Abbildung 5.5: **Der Aufbau des Katheterlabors - Outputs**

Das Katheterlabor übermittelt an das didaktische Modul, wieviel Röntgenstrahlung der Benutzer benötigt hat.

### Benutzerinteraktion

Über das Benutzerinteraktionsmodul steuert der Benutzer die Instrumente des Simulationssystems. Der Kontakt zum Eingabegerät und zu Draht und Ballonkatheter wird hier verwaltet (siehe Abbildung 5.6).

Der Vorteil dieses Aufbaus ist, daß das Simulationssystem völlig unabhängig von den verwendeten Instrumenten und Protokollen ist.

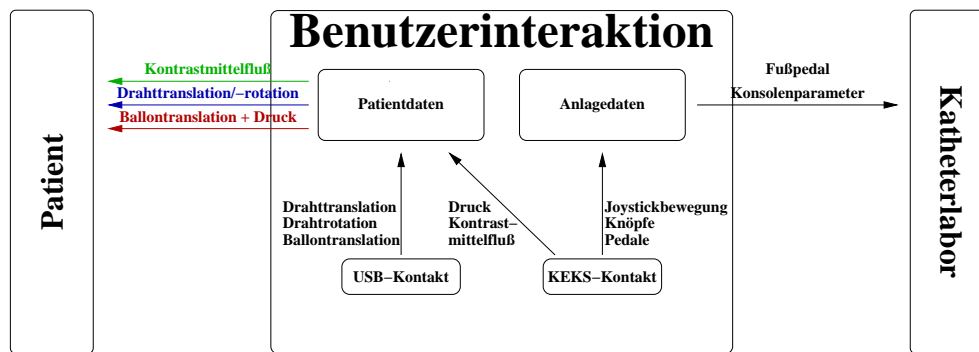


Abbildung 5.6: **Der Aufbau der Benutzerinteraktion - Inputs**

Der Benutzer steuert die Instrumente des Simulationssystems über das Benutzerinteraktionsmodul. Die Informationen von Eingabegerät und Draht und Ballonkatheter werden hier ausgewertet und an Patient und Katheterlabor weitergeleitet.

Die Werte von Konsole, Fußpedal, Spritze und Inflator werden von einer eigenständigen Elektronik (siehe Kapitel 6.3) verwaltet und mittels eines speziellen Protokolls an das Benutzerinteraktionsmodul übermittelt.

Da man die Werte von Spritze und Druck nicht direkt von den Instrumenten ablesen kann, sondern die elektrischen Signale verarbeiten muß (siehe auch Kapitel 6.3.2 und 6.3.2), werden diese Werte zusammen mit den Anlageparametern und dem Fußpedal ausgewertet.

Es könnte zwar eine zweite, unabhängige elektronische Auswerteeinheit für Spritze und Kontrastmittel entwickelt werden. Damit hätte man aber ein zweites Protokoll zu beachten und zusätzliche Fehlerquellen in der weiteren Elektronik.

Deshalb werden Spritze und Kontrastmittel von dem gleichen Board gemessen wie die Anlageparameter, die Werte werden aber an das Patientendatenmodul übergeben.

Der Vorteil dieses Aufbaus ist, daß eine neue Elektronik weder am Patientendatenmodul noch am Anlagedatenmodul Änderungen erfordert.

Wenn man das Board nicht wie zur Zeit im Parallelport, sondern am seriellen Port anschließt, muß man zwar das Protokoll ändern, aber weder Katheterlabor noch Patient werden davon beeinflusst.

Die Werte von Drahttranslation und -rotation und Ballonrotation werden von einer optischen Kamera über die USB-Schnittstelle an das Patientendatenmodul übermittelt.

Zwar könnte man innerhalb des Eingabesystems die Druck- und Kontrastmittelwerte an den USB-Chip übermitteln, der sie wiederum an den Patienten weiterleitet. Aber da eine Standardkamera mit Standardprotokoll verwendet wurde, müßte man hier einen neuen USB-Treiber entwickeln.

Wenn man statt der Originalinstrumente Eingaben über die Tastatur auswerten möchte, muß man nur innerhalb des Benutzerinteraktionsmoduls die Parameter von der Tastatur statt von Eingabesystem und USB-Port nehmen.

Hat man ein verbessertes Kathetermodell, das eine Krafrückkopplung vom Patienten zurückgibt, muß man innerhalb des Benutzerinteraktionsmoduls eine Rückverbindung zum Board einbauen. Über diese Verbindung kann man dann die Kraft auf Draht und Ballon über Elektromotoren steuern.

Der prinzipielle Aufbau bleibt davon aber unberührt.

### Didaktik

Das didaktische Modul ist eine Benutzerdatenbank, die das Erstellen individueller Lernkurven erlaubt.

In dem didaktischen Modul kann der Benutzer die Instrumentenparameter (wie Durchmesser des Führungsdrahtes oder Ballonlänge und -durchmesser) auswählen (siehe Abbildung 5.7). Diese Parameter werden an das Patientenmodul weitergegeben.

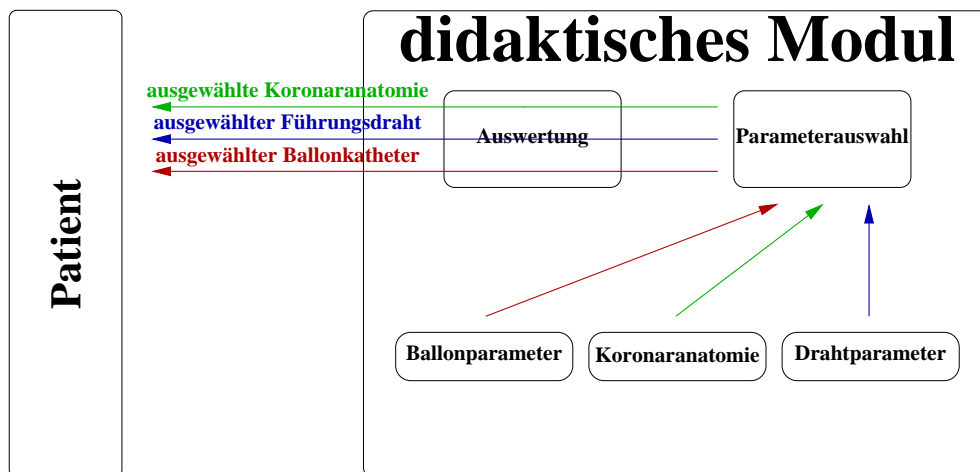


Abbildung 5.7: **Der Aufbau des didatischen Moduls - Outputs**

Im didaktischen Modul kann der Benutzer die Instrumentenparameter und die Koronaranatomie auswählen.

Von dem Patientenmodul erhält das didaktische Modul Auswertungsparameter wie die Kontrastmittelmenge, Komplikationen von Draht und Ballon und Ergebnisse wie den maximalen Ballondurchmesser oder die Inflationszeit. Die benötigte Röntgendosis wird vom Katheterlabor übermittelt (siehe Abbildung 5.8).

Die Datenauswertung wird nur im didaktischen Modul durchgeführt. Hier wird das Speicherformat definiert und entschieden, welche eingehenden Informationen gespeichert werden sollen und welche nicht. Wenn sich etwas ändert, muß man nur die Auswertungskomponente verändern, die anderen Module sind davon nicht betroffen.

### 5.4.2 Datengewinnung

Das CATHI-System basiert auf Originaldaten, die nach bekannten Verfahren biplan rekonstruiert werden [184]. Das im Rahmen dieser Arbeit verwendete Verfahren ist

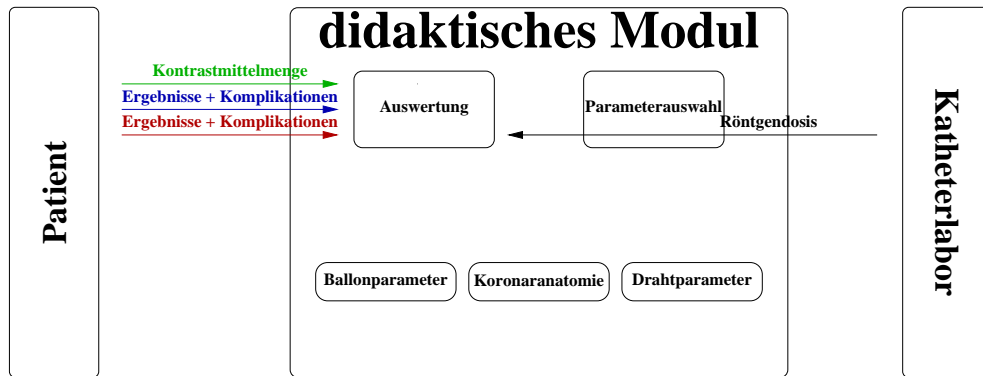


Abbildung 5.8: **Der Aufbau des didatischen Moduls - Inputs**

Die Auswertedaten von Patienten- und Katheterlabormodul werden an das didaktische Modul übermittelt, wo diese Daten verwaltet werden.

rudimentär, erfüllt aber den Zweck.

Zwar ist das Problem der biplanen Rekonstruktion, daß es immer Situationen gibt, die nicht eindeutig aufgelöst werden können. Aber da es beim CATHI-System nur um die Trainingsmöglichkeit geht, ist es nicht relevant, ob die Gefäße nun korrekt oder spiegelbildlich aufgebaut sind.

Die biplan rekonstruierten Datensätze bilden die Grundlage für die Anatomien, die im CATHI-System verwendet werden.

# Kapitel 6

## Aufbau des CathI-Systems

Der Aufbau des CATHI-Systems orientiert sich streng an der Realität. Während das Katheterlabor für alle Patienten das gleiche ist, das heißt, die Instrumente und die Umgebung sind für alle Interventionen identisch, unterscheiden sich die verschiedenen Interventionen aufgrund der verschiedenen Patientenanatomien.

Zunächst wird der Aufbau des Patienten erklärt und wie die Lage des Drahtes und die des Ballons innerhalb des Patienten berechnet werden. Die Informationen über diesen Patienten sieht der Kardiologe in seinem Katheterlabor auf den Monitoren. Die Röntgenprojektionen werden entsprechend den Positionen der Anlage bestimmt.

### 6.1 Patientenmodell

Für die PTCA sind nur die Gefäße von Bedeutung. Diese geben die Vorlage für die Instrumentenmanipulation. Der restliche Körper dient nur als „Kulisse“. Die Bedienung und die Form der Katheter sind von der Gefäßgeometrie abhängig.

Für das Koronarmodell wird die Annahme getroffen, daß der Herzschlag streng periodisch ist. Somit reicht die Beschreibung eines einzigen Herzschlags aus, um die Bewegung der Koronararterien während der gesamten Intervention zu beschreiben.

#### 6.1.1 Datengewinnung

Ein herausragendes Merkmal von CATHI ist die Tatsache, daß es auf realen Patientendaten basiert. Diese Daten werden aus biplanen Projektionen gewonnen.

Die Datengewinnung erfolgt zur Zeit noch manuell. Mit dem implementierten Algorithmus können nur größere Gefäße (ab etwa 2 mm Durchmesser) automatisch segmentiert werden. Wegen des optischen Eindrucks sind aber auch kleinere Gefäße für den Trainingssatz wichtig. Diese muß man zur Zeit noch manuell segmentieren.

Im ersten Schritt werden die Daten mit einem einfachen Programm interaktiv segmentiert. Dabei lädt man zuerst Ergebnisse von Segmentierungsprogrammen in dieses Programm. Dann wird die Mittellinie der kleinen, noch zu segmentierenden Gefäße

mit der Maus in bestimmten Abständen markiert und der jeweilige Gefäßdurchmesser per Hand eingegeben (siehe Abbildung 6.1).

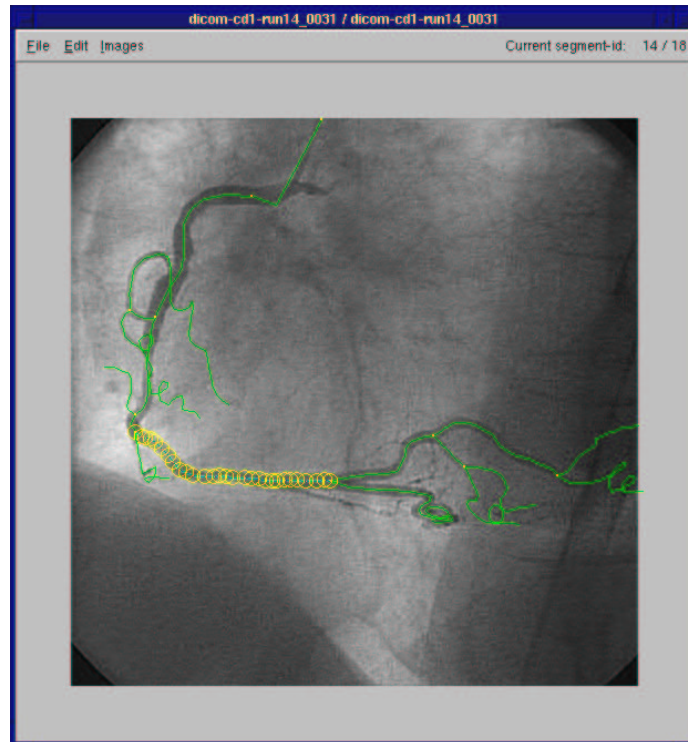


Abbildung 6.1: **Programm für die interaktive Segmentierung von Gefäßen**

In der Projektion wird die Mittellinie der Segmente mit der Maus interaktiv markiert und der Durchmesser jedes Punktes eingegeben.

Bereits segmentierte Daten können eingegeben und durch kleine Gefäße ergänzt werden.

Anschließend ordnet man die nicht eindeutig zuzuordnenden Gefäße interaktiv im Rahmen eines anderen Programmes zu (siehe Abbildung 6.2).

Wenn man jetzt alle Segmente der beiden Projektionen einander zugeordnet hat, kann man mit Hilfe der biplanen Rekonstruktion analog zum Ansatz von Wunderlich et al. [184] die dreidimensionale Gefäßstruktur berechnen.

### 6.1.2 Beschreibung des Gefäßbaums

Das sauerstoffreiche Blut fließt von dem linken Ventrikel in die Aorta. Von dort gelangt es über die Arterien und Arteriolen in die Kapillaren.

Es bietet sich deshalb an, diesen sich immer weiter verzweigenden Aufbau der arteriellen Seite als Baumstruktur zu beschreiben. Dabei ist der Ventrikel die Wurzel, von der aus das Blut in die Kapillaren (Blätter) strömt. Bei Knotenpunkten verzweigen



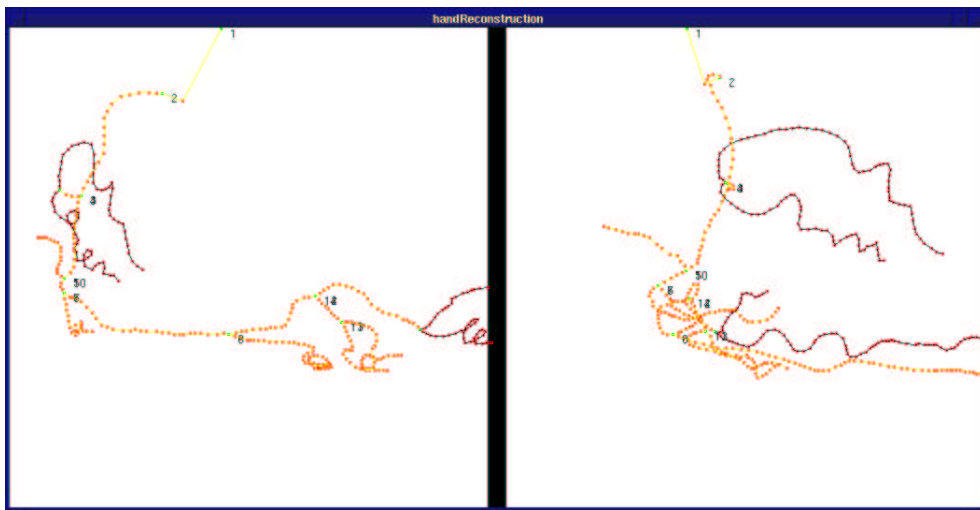


Abbildung 6.2: **Programm für die interaktive Zuordnung von Segmenten**  
Bei vielen Gefäßen kann man nicht eindeutig die Segmente einander zuordnen. Diese Uneindeutigkeiten kann man mit einem einfachen, interaktiven Programm auflösen.

sich die Arterien. Die Stücke zwischen den Knoten werden im Folgenden *Segmente* genannt. Innerhalb von Segmenten gibt es keine Verzweigung.

Man kann auch die venösen Seiten als Baumstruktur beschreiben, nur fließt hier das Blut von den Blättern zur Wurzel. Da aufgrund des Kapillarendurchmessers ein Übergang von den Arterien zu den Venen nicht möglich ist und das Kontrastmittel auch aus den Kapillaren in das umliegende Gewebe diffundiert, sind die Gefäße der Venenseite nicht sichtbar und deshalb für die Simulation auch nicht von Interesse.

Da für die Simulation der Herzkatheter bereits platziert ist, wird als Wurzelsegment nicht der Ventrikel, sondern der Beginn der Herzkranzgefäße gewählt.

Die der Simulation zugrunde liegenden Gefäßdaten sind Herzkranzgefäße bis zu einem Durchmesser von etwa  $0,4\text{ mm}$ . Dies entspricht bei einem Bildverstärker von 7 (Bildverstärkereinstellung für Koronararterien) etwa einem zwei Pixel breiten Gefäß ( $1\text{ mm}$  entspricht  $3,6\text{ Pixel}$ ). Gefäße dieser Ausdehnung kann man gerade noch erkennen. Kleinere Gefäße sind auch auf der Projektion nicht mehr zu erkennen und werden deshalb nicht berücksichtigt. Dies liegt auch darin begründet, daß sowohl die Pixelauflösung zu schlecht ist als auch die Absorption so gering ist, daß sie im Hintergrundrauschen untergeht.

Mit Hilfe dieser Beschreibung kann man die in der Simulation verwendeten Gefäße vollständig beschreiben. Der Blutfluß geht, da es sich um Arterien handelt, von der Wurzel zu den Blättern. Bei gesunden Gefäßen ist der Durchmesser an der Wurzel am größten und an den Blättern am kleinsten.

### 6.1.3 Gefäßsegmente

Als *Gefäßsegment* wird ein Segmentabschnitt zwischen zwei Knoten bezeichnet. Ein Segment kann man auf verschiedene Arten beschreiben:

1. als *Oberflächenmodell*: Ein Segment wird durch seine Gefäßwand (=Oberfläche) beschrieben. Punkte, die innerhalb der Gefäßwand liegen, gehören zum Gefäß. Punkte, die außerhalb liegen, gehören nicht mehr dazu.

Der Vorteil des Oberflächenmodells ist, daß man beliebige Morphologien beschreiben kann. Der Nachteil ist, daß die Beschreibung durch Oberflächen zum einen sehr aufwendig sein kann, zum anderen die Bestimmung, welche Punkte innerhalb und welche außerhalb des Gefäßes liegen, relativ aufwendig ist.

2. als *geometrisches Modell*: Ein Segment wird durch seine Mittellinie beschrieben. Diese Mittellinie besteht aus Punkten, die durch C1-Splines miteinander verbunden sind. Das Segment wird durch eine Röhre definiert, die über ein *Zylinder-Kugel-Modell* definiert wird. Als Vereinfachung wird dabei angenommen, daß der Gefäßdurchmesser zirkular ist.

Zwischen zwei Mittellinienpunkten wird ein Zylinder, dessen Symmetrieachse die Strecke zwischen den beiden Mittelpunkten ist, gelegt. Die Grundfläche des Zylinders entspricht dem Gefäßquerschnitt an dieser Stelle. Wenn das Gefäß abknickt, gibt es einen Gefäßteil, welcher nicht definiert ist. Deshalb wird auf jeden der zwei Mittelpunkt noch eine Kugel mit dem Gefäßradius gesetzt, damit das Gefäß eine geschlossene Oberfläche besitzt. Streng genommen müßte man eigentlich von einem *abgestumpften Kegel-Kugel-Modell* sprechen.

Der Vorteil des Zylinder-Kugel-Modells ist, daß man mit wenigen Daten einfach ein Gefäß beschreiben kann. Der Nachteil ist, daß man auf diese Art keine komplexeren Morphologien definieren kann.

Das CATHI-System verwendet das geometrische Modell.

Die Gefäßwände sind in erster Näherung starr und können nicht deformiert werden. Jeder Segmentpunkt wird durch seine 3D-Koordinaten und den Durchmesser beschrieben (siehe Klasse 6.1.1).

---

#### Klasse 6.1.1 Mittelpunkt

---

```
class Mittelpunkt
{
    float                x, y, z, Durchmesser;
};
```

---

Das Segment selbst wird durch eine Aneinanderreihung von Punkten beschrieben. Die hierarchische Ordnung der Segmente wird über Zeiger definiert. Jedes Segment hat ein Vatersegment (außer das Wurzelsegment) und Kindersegmente (außer die Blätter) (siehe Klasse 6.1.2).

---

**Klasse 6.1.2 Gefäßsegment**


---

```
class Gefäßsegment
{
    vector<Mittelpunkt>      Mittelpunkte;
    Gefäßsegment            *Vater;
    vector<Gefäßsegmente*>  Kinder;
};
```

---

### 6.1.4 3D-Koronarmodell

Alle Segmente zusammen ergeben das 3D-Modell der Herzkranzgefäße, welches die Geometrie der Herzkranzgefäße zu einem bestimmten Zeitpunkt  $t$  definiert (siehe Klasse 6.1.3). Diese Geometrie bildet die Grundlage für die Katheterbewegung (siehe 6.1.10) und die Röntgenprojektion (siehe 6.2.2).

---

**Klasse 6.1.3 Herzmodell**


---

```
class Herzmodell
{
    vector<Gefäßsegment>      Gefäßsegmente;
};
```

---

Ein auf solche Weise definiertes Modell ist ein *statisches*, die Intervention findet aber an einem schlagenden Herzen statt. Dies bedeutet, daß die Geometrie von der Zeit abhängig ist.

### 6.1.5 Dynamisches 3D-Koronarmodell

Die für den Kardiologen wichtige Dynamik wird durch die Tatsache beschrieben, daß, obwohl der Herzschlag kontinuierlich ist, der Kardiologe dennoch diskrete Herzmodelle sieht. Dies liegt daran, daß die Röntgenstrahlung nicht kontinuierlich eingesetzt wird, sondern gepulst.

Ausgehend von dieser Tatsache wird ein dynamisches Herzmodell entwickelt, welches aus einzelnen statischen Herzkranzmodellen, wie sie in Klasse 6.1.3 definiert sind, zusammengesetzt wird (siehe Klasse 6.1.4).

---

**Klasse 6.1.4 Herzzyklus**

---

```

class Herzzyklus
{
    vector<Herzmodell>      Herzmodelle;
    unsigned int            Status;

    Herzmodell aktuellesHerzmodell()
    {
        return Herzmodelle[Status];
    }

    void nächstesModell()
    {
        Status++;
        if( Herzmodelle.size() == Status )
            { Status = 0; }
    }
};

```

---

Zu jedem Zeitpunkt  $t_0$  erhält man ein statisches *aktuelles Herzmodell*, das die Geometrie zu diesem Zeitpunkt beschreibt. Zum nächsten Zeitpunkt  $t_1$  wird die Geometrie durch die nächste statische Geometrie definiert.

Mit der biplanen Rekonstruktion von Röntgenfilmen, bestehend aus Einzelbildern, die die Gefäße zu diskreten Zeitpunkten beschreiben, erhält man einen *Herzzyklus*, bestehend aus einzelnen, statischen Modellen.

Da der Röntgenfilm mit 12,5 Bildern pro Sekunde aufgenommen wurde, haben auch die Modelle des *Herzzyklus* alle einen zeitlichen Abstand von 80 ms. Dieser Herzzyklus wird in der Simulation wieder mit 12,5 Bildern pro Sekunde abgespielt, so daß eine realistische und zeitliche exakte Dynamik beschrieben wird.

Um die Bewegung der Koronararterien über einen Zyklus hinaus zu beschreiben, wird, wenn der erste Zyklus abgelaufen ist, dieser Zyklus wieder von vorne gestartet. Der Herzschlag ist folglich eine streng periodische Bewegung.

Die Grundlage für diese Beschreibung ist, daß Koronararterien, die zum Zeitpunkt  $t_1$  durch die Geometrie  $G(t_1)$  beschrieben werden, in der  $n$ -ten Projektion zum Zeitpunkt  $t_n$  die gleiche Geometrie  $G(t_n) = G(t_1)$  besitzen.

Wenn es nach einem Zyklus nicht so eine Projektion gibt, kann man entweder einen weiteren Zyklus hinzufügen, so daß der *Herzzyklus* aus mehr als einem Zyklus besteht, oder aber, wenn die Geometrie zum Zeitpunkt  $t_{1+n}$  nicht stark von der zum Zeitpunkt  $t_1$  abweicht, gibt es einen kleinen zeitlichen Sprung. Da sich die Gefäße in der (relativ) bewegungsarmen Diastole nicht stark bewegen, sollte man diesen Sprung immer in die

Diastole legen.

In der Realität werden in der Regel nur zwei oder drei Herzzyklen komplett mit Kontrastmittel gefüllt aufgenommen. Zwar könnte man auch längere Sequenzen mit mehr Kontrastmittel aufnehmen, aber dies ist aufgrund der Kontrastmittelmenge nicht ange raten.

### 6.1.6 Stenosenmodell

Wenn in einem *Gefäßsegment* eine Stenose vorkommt, wird diese als konzentrische Stenose definiert, indem man einfach den Durchmesser an der entsprechenden Stelle kleiner definiert.

Mit diesem einfachen Modell kann man kürzere und längere, gut und weniger gut erreichbare und mehr oder weniger angulierte Stenosen modellieren. Man kann sogar Gefäßverschlüsse und Bifurkationsstenosen definieren.

Damit kann man Stenosen jeden Typs für das Training definieren. Stenosen des Typs C sind beispielsweise stark angulierte, lange, schlecht erreichbare Bifurkationsstenosen.

Exzentrische Stenosen (immerhin 75% aller Stenosen [126]), verkalkte Stenosen oder solche mit Thrombus kann man dagegen mit diesem einfachen Stenosemodell nicht erhalten.

### 6.1.7 Blutfluß

Den Blutfluß in den Gefäßen kann man gemäß des Hagen-Poiseuilleschen Gesetzes berechnen. Dazu bestimmt man zuerst den Widerstand der Gefäßsegmente und berechnet dann den Widerstand  $R_i$  des Gefäßpunkts  $i$ .

Dieser ist abhängig von dem Radius  $r_i$  [mm], dem Abstand  $l_{i,i+1}$  [mm] zum nächsten Gefäßpunkt  $i + 1$  und der Viskosität  $\eta$  [Pa s] der Flüssigkeit:

$$R_i = \frac{8 \cdot \eta \cdot l_{i,i+1}}{\pi \cdot r_i^4} [\text{Pa s mm}^{-3}]$$

Innerhalb eines Segments ergibt sich der Gesamtwiderstand, wenn es keine Verzwei gung gibt, aufgrund der Reihenschaltung der einzelnen Segmentstücke:

$$R_{\text{Gefäßsegment}} = \sum_i R_i$$

Wenn man nun den *Gesamtwiderstand* des Gefäßsegments bis zu den Kapillaren ha ben möchte, muß man zum Widerstand noch den Kehrwert der Widerstände der nach folgenden Gefäßsegmente hinzuaddieren:

$$R_{\text{Segmentgesamt}} = R_{\text{Gefäßsegment}} + \frac{1}{\sum_{\text{alle Kinder}} \frac{1}{R_{\text{Kind}}}}$$

So erhält man den Gesamtwiderstand des Koronarbaums. Aufgrund der bekannten Druckdifferenz kann man nun den Volumenstrom berechnen.

Die Druckdifferenz ergibt sich daraus, daß am Ostium der Druck zwischen 80 (diastolischer) und 120  $mmHg$  (systolischer) schwankt, während er in den Kapillaren konstant bei ungefähr 5  $mmHg$  bleibt.

Mit dieser Druckdifferenz kann man nun den Volumenstrom  $\mathcal{F}$  bestimmen:

$$\mathcal{F} = \frac{R_{\text{Gesamtwidestand der Herzkranzarterien}}}{\Delta p}$$

Die Ergebnisse, die man aufgrund dieser Berechnung erhält, sind nicht ganz korrekt. Zum einen sollte aufgrund des hohen Druckunterschiedes der Volumenstrom während der Systole besonders hoch sein. Gerade während der Systole wird der Herzmuskel besonders wenig durchblutet.

Ein weiteres Problem ist, daß man nicht alle Verzweigungen kennt. Auch wenn man auf der Röntgenprojektion den Eindruck hat, daß es längere Segmentstücke ohne Abgänge gibt, führen doch auch dort dünne Gefäße weg. Das bedeutet, daß man Senken auf dem Segmentstück hat, und der Volumenstrom kleiner ist, als man eigentlich erwartet.

Deshalb wird für CATHI als Vereinfachung angenommen, daß die mittlere Flußgeschwindigkeit in allen Gefäßen, die den gleichen Durchmesser haben, gleich (siehe Tabelle 3.3) und konstant über die Zeit ist.

Bei der Berechnung des Durchmessers geht man dabei von dem *gesunden* Durchmesser aus. Wenn man eine Stenose hat, fließt das Blut aufgrund des kleineren Querschnitts gemäß der *Kontinuitätsgleichung* schneller.

Da die im CATHI-Modell verwendeten Stenosen einen kreisrunden Durchmesser haben, bestimmt sich die Geschwindigkeit durch den Radius:

$$\bar{v}_i = \frac{\bar{v}_{\text{Gefäßsegment}} \cdot r_{\text{Gefäßsegment}}^2}{r_i^2}$$

### 6.1.8 Kontrastmittelfluß

Das Kontrastmittel, welches durch den Herzkatheter in die Koronararterien gespritzt wird, vermischt sich mit dem Blut. Da seine Viskosität höher als die des Blutes ist, vermischt es sich zu Beginn nicht, sondern bildet Schlieren.

Als vereinfachtes Modell wird bei CATHI deshalb davon ausgegangen, daß sich Blut und Kontrastmittel bei der Einspritzstelle instantan und homogen miteinander vermischen.

Die einmal erreichte Kontrastmittelkonzentration ändert sich bis in die Kapillaren, in denen das Kontrastmittel dann ins Gewebe diffundiert, nicht mehr.

Diese Annahme ist für einen schnell fließenden Blutstrom korrekt. Wenn dagegen der Blutstrom verlangsamt wird, beispielsweise indem man mit einem Ballon ein Gefäß sperrt, diffundiert das Kontrastmittel aus dem Blut in das umliegende Gewebe und die Gefäße werden heller.

Die *Konzentration* und damit der Absorptionskoeffizient der Blut-Kontrastmittelmischung ergibt sich aus dem Blutfluß  $\mathcal{F}_{Blut}$  und dem Kontrastmittelfluß  $\mathcal{F}_{Kontrastmittel}$ . So erhält man am Einspritzort immer eine aktuelle Kontrastmittelkonzentration  $c$ :

$$c_{Kontrastmittel-Blut-Gemisch} = \frac{c_{Kontrastmittel} \cdot \mathcal{F}_{Kontrastmittel}}{\mathcal{F}_{Blut} + \mathcal{F}_{Kontrastmittel}}$$

Den zeitlichen Verlauf des Kontrastmittels bestimmt man über die Bildfrequenz. Bei einer Bildfrequenz von 12,5 Bildern pro Sekunde beträgt der zeitliche Abstand  $t$  zweier Projektionen 80 *ms*.

Das bedeutet, daß sich die Kontrastmittelkonzentration zwischen zwei Projektionen um die Strecke  $s = \bar{v}_{Blut} \cdot t$  in Richtung Kapillaren verschoben hat.

Hat man zum Zeitpunkt  $t_0$  am Punkt  $P_i$  die Kontrastmittelkonzentration  $c$  und die mittlere Segmentflußgeschwindigkeit  $\bar{v}_{Gefäßsegment}$ , hat zum Zeitpunkt  $t_1$  (mit  $t_0 < t_1$ ) der Punkt  $P_j$  diese Kontrastmittelkonzentration  $c$ .

Den Punkt  $P_j$  erhält man, indem man gemäß der Kontinuitätsgleichung die mittlere Geschwindigkeit  $\bar{v}_i$  am Punkt  $P_i$  bestimmt:

$$\bar{v}_i = \bar{v}_{Gefäßsegment} \cdot \frac{r_{Gefäßsegment}^2}{r_i^2}$$

Der *zeitliche* Abstand des Punktes  $P_i$  zu seinem Nachfolger  $P_{i+1}$  ergibt sich aus der mittleren Geschwindigkeit  $\bar{v}_i$  und dem räumlichen (euklidischen) Abstand  $d_{i,i+1}$ :

$$t_{i,i+1} = \frac{d_{i,i+1}}{\bar{v}_i}$$

Dieses Zeitintervall ist natürlich nur dann korrekt, wenn die mittlere Fließgeschwindigkeit konstant bleibt, also der Radius an Punkt  $P_i$  und  $P_{i+1}$  gleich ist. Da sich bei CATHI, abgesehen von Stenosen, der Radius nur geringfügig ändert, ist diese Formel eine gute Näherung.

Ist das Zeitintervall  $t_{i,i+1}$  kleiner als das Zeitintervall zwischen zwei Projektionen  $t_1 - t_0$ , liegt der Punkt, der in der nächsten Projektion die Konzentration  $c$  hat, zwischen den Punkten  $P_i$  und  $P_{i+1}$ .

Liegen die Punkte dicht genug, kann man, anstatt einen Zwischenpunkt einzufügen, einem der beiden Punkte die Konzentration  $c$  zuordnen.

Ist das Zeitintervall  $t_{i,i+1}$  größer als  $t_1 - t_0$ , bestimmt man den zeitlichen Abstand zum nächsten Punkt  $P_i + 2$  aus der mittleren Geschwindigkeit  $\bar{v}_{i+1}$  und führt dies so lange durch, bis man den Punkt  $P_j$  gefunden hat, der den zeitlichen Abstand  $t_1 - t_0$  vom Punkt  $P_i$  hat.

Da das Zeitintervall zwischen zwei Projektionen sehr klein ist, kann man als Vereinfachung davon ausgehen, daß sich der Kontrastmittelfluß und damit die Kontrastmittelkonzentration zwischen zwei Projektionen nicht ändert. Alle Punkte, die zwischen dem Punkt  $P_i$  und  $P_j$  liegen, haben die gleiche Konzentration  $c$ .

### 6.1.9 Patientenkörper

Für die PTCA spielt der restliche Körper eine untergeordnete Rolle. Zwar beeinflussen Atmung und die Herzbewegung den Patienten, aber zur Zeit wird der Patient noch als statisch angesehen. Deswegen gibt es auch kein dreidimensionales Patientenmodell.

### 6.1.10 Führungsdraht und Ballonkatheter

Das im CATHI-System verwendete Draht- bzw. Kathetermodell ist verhältnismäßig einfach. Ein physikalisch exaktes Modell, das die realen Bewegungen und Kraftrückkopplungen beschreibt, würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen.

Dem CATHI-System liegt ein einfaches Modell zu Grunde, mit dem man durch den Gefäßbaum navigieren kann und einen ersten Eindruck von der Schwierigkeit der Navigation bekommt.

Der Draht bzw. Katheter läuft auf der Mittellinie des Gefäßbaums. Er wird auf einem *C1*-Spline beschrieben. Da er keinerlei Wandkontakt hat, kann er das Gefäß auch nicht deformieren.

Das vorderste Stück des Drahtes knickt der Kardiologe ein wenig ein. Die Stärke dieses Knicks richtet sich nach der Geometrie des Gefäßbaumes. Durch Drehen des Drahtes wird die Orientierung der Drahtspitze geändert und auf diese Weise können verschiedenen Gefäße ausgewählt werden.

Die Drahtspitze wird durch zwei Winkel im Raum beschrieben: den Knickwinkel  $\varphi$  und den Drehwinkel  $\theta$ . Diese Winkel beziehen sich auf das *lokale* Drahtkoordinatensystem.

Bei einem Ballonkatheter, bei dem man keine Spitze biegt, werden die Winkel  $\varphi$  und  $\theta$  auf null gesetzt.

Definiert man das lokale Drahtkoordinatensystem so, daß der Ursprung im letzten Drahtpunkt (die Spitze zählt nicht dazu) liegt, und die  $y$ -Achse in Richtung des Vektors zwischen vorletztem und letztem Drahtpunkt zeigt, dann liegt der *nicht-gedrehte* Spitzenpunkt bei

$$\begin{pmatrix} 0 \\ \text{Spitzenlänge} \\ 0 \end{pmatrix}$$

Mit Hilfe der Drehmatrix erhält man die Koordinaten der *gedrehten* Spitze:

$$\vec{r}_{\text{gedrehte Spitze}} = \begin{pmatrix} \cos \theta \cdot \cos \varphi & -\cos \theta \cdot \sin \varphi & \sin \theta \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ -\sin \theta \cdot \cos \varphi & \sin \theta \cdot \sin \varphi & \cos \theta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ \text{Spitzenlänge} \\ 0 \end{pmatrix}$$

Da die  $y$ -Achse in den seltensten Fällen mit der  $y$ -Achse des Raumkoordinatensystems übereinstimmt, braucht man noch die Drehmatrix, die die  $y$ -Achse so in den Raum dreht, daß die lokale  $y$ -Achse dieselbe Richtung hat wie der Vektor  $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$



zwischen dem vorletztem und letztem Drahtpunkt. Mit Hilfe des Abstandes  $l$  zwischen vorletztem und letztem Drahtpunkt und  $l' = \sqrt{l^2 - \Delta y^2}$  erhält man die Drehmatrix:

$$\begin{pmatrix} \frac{\Delta y \cdot \Delta x}{l \cdot l'} & \frac{\Delta x}{l} & \frac{\Delta z}{l'} \\ \frac{-l}{l'} & \frac{\Delta y}{l} & 0 \\ \frac{\Delta y \cdot \Delta z}{l \cdot l'} & \frac{\Delta z}{l} & \frac{\Delta x}{l'} \end{pmatrix}$$

Die *Richtung* des Spitzenwinkels ist für die Auswahl der Verzweigung wichtig (des-halb muß man auch den lokalen Koordinatenursprung nicht in den letzten Drahtpunkt verschieben), daher wird auf den Spitzenpunkt die Drehmatrix angewandt.

Bei einer Verzweigung bestimmt man für alle Kindersegmente (siehe Klasse 6.1.2) den Winkel  $\alpha$  zwischen dem Spitzenrichtungsvektor des Drahtes  $\vec{r}_{Spitze}$  und dem Vektor  $\vec{r}_{Kindersegment}$ , der vom ersten zum zweiten Kindersegmentmittelpunkt geht:

$$\alpha = \arccos \left( \frac{\vec{r}_{Spitze} \cdot \vec{r}_{Kindersegment}}{|\vec{r}_{Spitze}| \cdot |\vec{r}_{Kindersegment}|} \right)$$

Die verschiedenen Winkel zwischen Spitzenrichtung und Kindersegmentanfangsrichtung werden miteinander verglichen, und das Segment mit dem kleinsten Winkel wird das nächste Segment.

Bei dieser Auswahlmethode gibt es die Schwierigkeit, daß die Gefäße alle gleichberechtigt sind. So kommt man in dünne Gefäße genau so gut hinein wie in dicke, Hauptsache der Winkel paßt.

Da man aber in der Realität dünne Gefäße viel schlechter sondieren kann als dicke, muß man bei der Auswahl noch den Gefäßdurchmesser berücksichtigen. Teilt man den Winkel  $\alpha$  beispielsweise durch den Gefäßdurchmesser, gewichtet man dickere Gefäße mehr.

Der Nachteil dieser Selektionsmethode ist, daß man, wenn man einmal eine Verzweigung sondiert hat, diese Wahl durch alleiniges Drehen der Spitze nicht mehr ändern kann, sondern den Draht hinter die Verzweigung zurückziehen muß und durch Drehen den anderen Gefäßast auswählen kann.

Da das einfache Drahtmodell keine Kollisionskräfte berücksichtigt, deformiert sich auch der Spitzenpunkt nicht, das heißt, der Knickwinkel  $\varphi$  bleibt konstant.

Dies kann dazu führen, daß der Spitzenpunkt bei langen Spitzen außerhalb des Gefäßbaumes zu liegen kommt und auf diese Weise das Gefäß perforieren würde.

Eine einfache Möglichkeit, dies zu umgehen, besteht darin, den Spitzenpunkt nur als virtuellen Punkt zu betrachten, dessen einziger Zweck in der Sondierung der Verzweigung besteht.

Der Kardiologe orientiert sich aber anhand des Spitzenpunktes und muß ihn in der Projektion sehen. Eine einfache Möglichkeit, den Spitzenpunkt darzustellen, ist, die Spitzenlänge dem Gefäßdurchmesser des letzten Drahtpunktes anzupassen. Dann kann der Kardiologe die Orientierung sehen, und gleichzeitig perforiert die Spitze das Gefäß nicht.

Auf diese Weise ist der Spitzenpunkt immer im Gefäß, allerdings variiert die sichtbare Spitzenlänge von Punkt zu Punkt. Dies ist aber ein visuelles Problem, da die Richtung der Spitze von der Spitzenlänge unabhängig ist.

Wenn der Draht zu einem Zeitpunkt  $t_i$  um die Strecke  $s_i$  vorgeschoben wird, wird seine Position gemäß der Geometrie des Herzmodells *aktuellesHerzmodell()* (siehe Klasse 6.1.4) bestimmt. Je nach Spitzenorientierung und Gefäßgeometrie wählt man eine Verzweigung in dem Herzmodell aus.

Obwohl es mehrere Herzmodelle gibt, muß man den Draht nur immer im aktuellen Herzmodell verschieben. Schiebt man zum Zeitpunkt  $t_i$  den Draht um die Strecke  $s_i$ , wird der Draht gemäß der Geometrie des zu diesem Zeitpunkt aktuellen Herzmodells, welches von *Herzzyklus::aktuellesHerzmodell()* gegeben wird (siehe Klasse 6.1.4), vorgeschoben. Beim nächsten Zeitpunkt  $t_{i+1}$ , wenn der Draht um die Strecke  $s_{i+1}$  vorgeschoben wird, wird die Geometrie durch das nächste Modell des Herzzyklus gegeben (*Herzzyklus::nächstesModell()*). Der Draht wird jetzt insgesamt im *Herzzyklus::aktuellesHerzmodell()* um die Strecke  $s_i + s_{i+1}$  vorgeschoben.

Wenn der Draht in einem Modell eine Verzweigung passiert, wird das nächste Gefäß gemäß der Spitzenposition und der aktuellen Geometrie bestimmt. Für alle anderen Herzmodelle ist jetzt das nächste Gefäß sondiert und der Draht verläuft in diesem Gefäß weiter, auch wenn die Geometrie und die Spitzenposition ein anderes Gefäß ergeben hätten.

Beim nächsten Zeitpunkt  $t_{i+1}$  wird der Draht im *Herzzyklus::aktuellesHerzmodell()* um die Strecke  $s_i + s_{i+1} + s_{i+2}$  vorgeschoben.

Zwar könnte man den Draht auch simultan in allen Herzmodellen verschieben, wobei die Verzweigungsauswahl immer durch das aktuelle Herzmodell bestimmt wird. Aber gerade bei längeren Zyklen führt dies zu unnötigen Berechnungen. Gerade wenn man innerhalb kurzer Zeit den Draht vor- und zurückschiebt, muß man für alle nicht relevanten Herzmodelle alle Bewegungen des Drahtes aktualisieren.

Auch wenn man mit diesem Drahtmodell theoretisch jedes Gefäß sondieren kann, ist es in der Praxis nicht ganz so einfach.

Wenn der Draht in eine ungewünschte Abzweigung manövriert wurde, muß man ihn hinter die Verzweigung zurückziehen und dann drehen. Wenn man ihn nicht weit genug zurückzieht, kommt man aus dem ausgewählten Gefäß nicht mehr heraus. Man darf den Draht aber auch nicht zu weit zurückziehen, weil man ihn sonst unter Umständen wieder über davor liegende Verzweigungen navigieren muß.

Aber auch der Spitzenknickwinkel hat großen Einfluß darauf, welche Gefäße man überhaupt (wie in der Realität) sondieren kann. Wenn man beispielsweise an einer Verzweigung ist, an der ein Gefäß im Winkel von  $0^\circ$  (gestreckt) weiterführt und das andere im Winkel von  $90^\circ$ , wird man mit einer Spitze, deren Winkel kleiner ist als  $45^\circ$ , nie das abknickende Gefäß sondieren können. Mit einer Spitze, die größer ist, kann man beide Gefäße sondieren, weil man durch geschickte Wahl des Drehwinkels  $\theta$  die Spitze so orientieren kann, daß der Winkel zum gestreckten Gefäß kleiner ist als der zum abgelenkten.

### 6.1.11 Ballonkatheterpositionierung

Der Ballon ist in gefaltetem Zustand nicht in der Röntgenprojektion zu erkennen. Seine Position auf dem Ballonkatheter wird mit Markern angezeigt. Je nach Ballontyp hat man zwei Marker, die den Anfang und das Ende des Ballons markieren oder den Anfang und die Mitte, bzw. die Mitte und das Ende oder einen Marker, der in der Mitte sitzt (siehe Abbildung 3.7).

Der Durchmesser des Ballons hängt vom Ballonkathetertyp und vom Druck ab. In sogenannten *Compliance Charts* wird jedem Druck ein Ballondurchmesser zugeordnet. Zwischen den beiden Markern hat der Ballon einen Durchmesser, der durch den Druck definiert ist (siehe Abbildung 6.3).

Je nachdem, welchen Ballon man wählt, erhält man, je nach Druck, einen definierten Ballondurchmesser. Wenn man beispielsweise einen Ballon mit einem Durchmesser von 2,50 mm wählt, hat dieser bei einem Druck von 10 bar einen Durchmesser von 2,64 mm.

*Nominaldruck* ist der Druck, bei welchem der Ballon den auf der Packung angegebenen Durchmesser hat. Bei einem Druck von 6 bar hat der Ballon mit dem Durchmesser von 2,50 mm tatsächlich auch den Durchmesser 2,5 mm.

Der *RBP* (*Rated Burst Pressure*) ist der Druck, der von 95 von 100 Ballons ausgehalten wird, ohne daß sie platzen. Der *ABP* (*Average Burst Pressure*) ist der durchschnittliche Platzdruck.

	NP										RBP					ABP				
Inflation pressure [bar]	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	20		
1,50 ø [mm]	1,39	1,41	1,44	1,47	1,5	1,53	1,56	1,58	1,61	1,64	1,67	1,70	1,73	1,75	1,78	1,81	1,84	1,90		
2,00 ø [mm]	1,88	1,91	1,94	1,97	2,00	2,02	2,05	2,08	2,11	2,14	2,16	2,19	2,22	2,25	2,28	2,30	2,33	2,39		
2,50 ø [mm]	2,36	2,39	2,43	2,46	2,50	2,53	2,57	2,61	2,64	2,68	2,71	2,75	2,78	2,82	2,85	2,89	2,93	3,00		
3,00 ø [mm]	2,85	2,89	2,92	2,96	3,00	3,04	3,08	3,12	3,16	3,20	3,24	3,28	3,32	3,36	3,40	3,44	3,48	3,56		
3,50 ø [mm]	3,30	3,35	3,40	3,45	3,50	3,55	3,60	3,66	3,71	3,76	3,81	3,86	3,91	3,96	4,02	4,07	4,12	4,22		

NP = Nominal Pressure 6 [bar] / RBP = Rated Burst Pressure 16 [bar] / ABP = Average Burst Pressure 20 [bar]

Abbildung 6.3: Eine Compliance chart Liste

Je nachdem, welchen Ballon man wählt, erhält man, je nach Druck, einen definierten Ballondurchmesser. Wenn man beispielsweise einen Ballon mit einem Durchmesser von 2,50 mm wählt, hat dieser bei einem Druck von 10 bar einen Durchmesser von 2,64 mm.

Die Kunst der Ballonkatheterpositionierung besteht darin, den Ballon genau in der Stenose zu plazieren, damit die ganze Stenose vollständig dilatiert werden kann. Bei besonders langen Stenosen, für die es keine Ballons gibt, muß man den Ballon nach dem Ablassen des Drucks neu positionieren.

Ist der Ballon plaziert, füllt man ihn mit Kontrastmittel. Dabei weitet man das Gefäß analog zum Ballondurchmesser. Da die Gefäßwände aber mehr oder weniger elastisch sind, geht der Durchmesser, wenn man das Gefäß überdehnt hat, wieder etwas zurück.

Überdehnt man das Gefäß oder ist der Plaque sehr hart und die Gefäßwand reißt ein, führt dies zu einer Dissektion. Diese Komplikation ist aber in der gegenwärtigen Version von CATHI nicht eingearbeitet.

Während der Ballon aufgeblasen ist, sollte der Ballonkatheter möglichst nicht bewegt werden, da sonst die Gefäßwand geschädigt werden kann.

## 6.2 Katheterlabor

Die Instrumente, die sich im Katheterlabor befinden, können in der Simulation weggelassen werden. Für die Simulation ist nur ihre Funktionsweise relevant.

Die Positionsparameter des C-Bogens werden in der *Projektionsmatrix* zusammengefaßt. Diese Parameter unterscheidet man in *externe* und *interne*.

Die externen Parameter sind die Translationsparameter des Patienten gegenüber des C-Bogens, die Winkel des C-Bogens und der Abstand Fokus - Bildverstärker.

Auf die internen Parameter hat der Benutzer keinen Einfluß. Die internen Parameter beschreiben die Koordinatentransformation der Koordinaten aus dem Weltkoordinatensystem in das Monitorkoordinatensystem.

Die Anzahl und die Funktionsweise der Monitore im Katheterlabor ist von der Anlage und der Ausstattung des Katheterlabors abhängig.

Im Simulationssystem CATHI gibt es je einen Monitor für jede Röntgenanlage und einen zusätzlichen Monitor für die Standbilder. Im Falle einer biplanen Anlage sind dies insgesamt drei Monitore.

### 6.2.1 Transformationsmatrizen

Das Raumkoordinatensystem hat seinen Ursprung im *Isozentrum* der C-Bögen. Die  $x$ -Achse zeigt zur linken des Patienten, die  $y$ -Achse in Richtung Decke und die  $z$ -Achse zeigt in Richtung Füße (siehe Abbildung 6.4).

Das *Monitorkoordinatensystem* transformiert die Bildpunkte in das Koordinatensystem des Monitors. Dabei ist die Position des Zentralstrahls wichtig, der die zentrale Achse des Strahlenbündels markiert. Da in der Simulation ein ideales Röntgengerät verwendet wird, ist der Zentralstrahl gleich dem Senkrechtstrahl.

Bei einem Monitor ist der Koordinatenursprung in der linken oberen Ecke. Die  $x$ -Achse geht waagrecht nach rechts, während die  $y$ -Achse senkrecht nach unten geht (siehe Abbildung 6.5).

#### Externe Parameter

Als ersten Transformationsschritt muß man das lokale Herzkoordinatensystem in das globale Koordinatensystem transformieren.



Abbildung 6.4: **Das globale Koordinatensystem**

Der Ursprung des Koordinatensystems liegt im Isozentrum der C-Bögen. Die  $x$ -Achse zeigt zur linken des Patienten, die  $y$ -Achse in Richtung Decke und die  $z$ -Achse in Richtung Füße.

Beide Koordinatensysteme sind orthogonale Koordinatensysteme mit denselben Einheiten, so daß man keine Skalierung benötigt. Der Patient kann gegenüber dem globalen Koordinatensystem folglich noch gedreht und verschoben sein.

Somit erhält man eine *Herztransformationsmatrix*  $\mathcal{M}_{\text{Herz}}$  (siehe Anhang B.2). Wenn das Herzkordinatensystem nicht gedreht, sondern nur um  $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$  verschoben ist, hat diese Matrix die Form:

$$\mathcal{M}_{\text{Herz}} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & \Delta x \\ 0 & 1 & 0 & \Delta y \\ 0 & 0 & 1 & \Delta z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Rotations-  $\rho$  und Angulationswinkel  $\alpha$  der Röntgenquelle definieren die Rotationsmatrix der Anlage bezüglich des globalen Koordinatensystems und werden beschrieben durch:

$$\mathcal{R}_{\text{Anlage}} = \begin{pmatrix} \cos \rho & -\sin \rho & 0 & 0 \\ \cos \alpha \sin \rho & \cos \alpha \cos \rho & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha \sin \rho & \sin \alpha \cos \rho & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Die Transformation von dem dreidimensionalen Raumpunkt in den zweidimensionalen Projektionspunkt ist vom Abstand Fokus - Bildverstärker  $FFA$  und dem Abstand Fokus - Isozentrum  $f$  abhängig:

$$\mathcal{D}_{\text{Anlage}} = \begin{pmatrix} FFA & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & FFA & 0 \\ 0 & 1 & 0 & f \end{pmatrix}$$

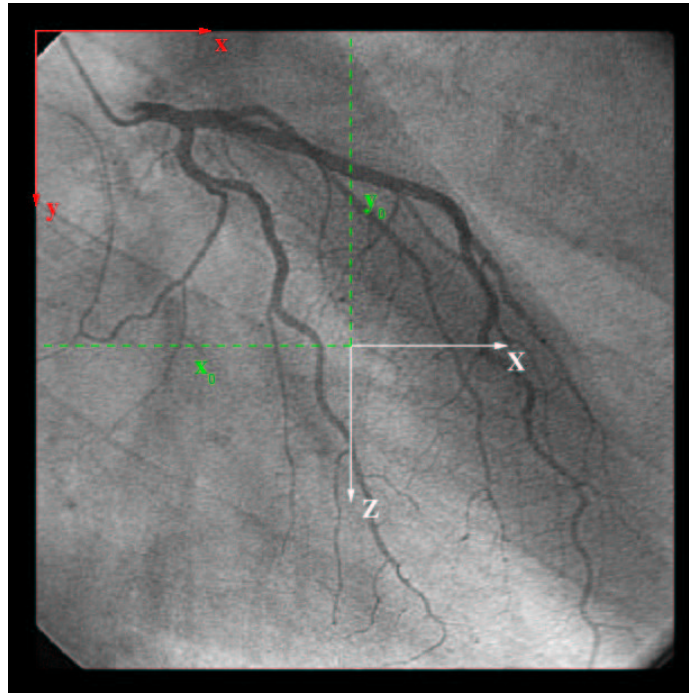


Abbildung 6.5: **Das Monitorkoordinatensystem**

Der Ursprung des Monitorkoordinatensystems (rot) liegt in der linken oberen Ecke. Die  $x$ -Achse geht nach rechts, die  $y$ -Achse nach unten. Die  $x$ -Achse des globalen Koordinatensystems (weiß) liegt parallel zur Monitorkoordinatensystem  $x$ -Achse, die  $z$ -Achse liegt parallel zur Monitorkoordinatensystem  $y$ -Achse.

Die beiden Ursprünge sind um  $(x_0; y_0)$  verschoben.

Die gesamte Transformationsmatrix der Anlage ist deshalb:

$$\mathcal{M}_{Anlage} = \begin{pmatrix} FFA \cdot \cos \rho & -FFA \cdot \sin \rho & 0 & 0 \\ FFA \cdot \sin \alpha \sin \rho & FFA \cdot \sin \alpha \cos \rho & FFA \cdot \cos \alpha & 0 \\ \cos \alpha \sin \rho & \cos \alpha \cos \rho & -\sin \alpha & f \end{pmatrix}$$

Zusammen mit der Transformationsmatrix des Herzens  $\mathcal{M}_{Herz}$  erhält man die externe Transformationsmatrix  $\mathcal{M}_{extern}$ :

$$\mathcal{M}_{extern} = \begin{pmatrix} FFA \cdot \cos \rho & -FFA \cdot \sin \rho & 0 & a \\ FFA \cdot \sin \alpha \sin \rho & FFA \cdot \sin \alpha \cos \rho & FFA \cdot \cos \alpha & b \\ \cos \alpha \sin \rho & \cos \alpha \cos \rho & -\sin \alpha & c \end{pmatrix}$$

mit  $a = FFA \cdot \cos \rho \cdot \Delta x - FFA \cdot \sin \rho \cdot \Delta y$ ,  $b = FFA \cdot \sin \alpha \sin \rho \cdot \Delta x + FFA \cdot \sin \alpha \cos \rho \cdot \Delta y + FFA \cdot \cos \alpha \cdot \Delta z$  und  $c = \cos \alpha \sin \rho \cdot \Delta x + \cos \alpha \cos \rho \cdot \Delta y - \sin \alpha \Delta z + f$ .

### Interne Parameter

Wendet man die externe Transformationsmatrix  $\mathcal{M}_{extern}$  auf die Raumkoordinaten an, erhält man die Projektionspunkte bezüglich des globalen Koordinatensystems. Der Zentralstrahl ist gegenüber dem Monitorkoordinatensystem um  $(x_0; y_0)$  verschoben (siehe Abbildung 6.5). Deshalb muß man zuerst eine Ursprungstransformation durchführen:

$$\mathcal{M}_{Ursprung} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & x_0 \\ 0 & 1 & y_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Abgesehen von der geometrischen Vergrößerung der Anlage wird die Projektion auf dem Bildverstärker nochmals vergrößert. Das bedeutet, daß eine Skalierung, die im Idealfall für beide Koordinaten gleich groß ist, stattfindet:

$$\mathcal{M}_{Skalierung} = \begin{pmatrix} m & 0 & 0 \\ 0 & m & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Je nach eingestellter Vergrößerung entspricht 1 mm dann 2,8 Pixel (Bildverstärker 9), 3,6 Pixel (Bildverstärker 7) bzw. 5,1 Pixel (Bildverstärker 9).

Die interne Transformationsmatrix lautet:

$$\mathcal{M}_{intern} = \begin{pmatrix} m & 0 & x_0 \\ 0 & m & y_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

### Transformationsmatrix

Die externe  $\mathcal{M}_{extern}$  und die interne Transformationsmatrix  $\mathcal{M}_{intern}$  zusammen ergeben die gesamte Transformationsmatrix  $\mathcal{M}$ :

$$\mathcal{M} = \mathcal{M}_{intern} * \mathcal{M}_{extern}$$

## 6.2.2 Darstellung auf dem Monitor

Jedes Monitorbild besteht aus zwei Teilen: neben der *Röntgenprojektion* werden auf einem *Display* die aktuellen Parameter angezeigt.

### Display

Die Zahlen auf dem Monitor geben dem erfahrenen Kardiologen eine Information über die Position der C-Bögen.

Wo und wie die Zahlen auf dem Monitor erscheinen, ist herstellerabhängig. Bei der Anlage in Würzburg werden diese Parameter auf einer gesonderten Leiste unter der Röntgenprojektion angezeigt.

In der oberen Reihe wird die aktuelle Röntgenquellenposition vollständig beschrieben. Zuerst kommt der *Rotations*-, dann der *Angulationswinkel* und der *Abstand Fokus - Bildverstärker FFA* (siehe Abbildung 6.6).



Abbildung 6.6: **Das Display von CATHI**

Das Display von CATHI ist dem Display von Philips nachempfunden.

In der oberen Reihe werden (von links nach rechts) der Rotations-, der Angulationswinkel und der Abstand Fokus - Bildverstärker angegeben. Die Werte *RAO* und *LAO* zeigen die Position des Rotations-, *CAUD* und *CRAN* die des Angulationswinkels. In der unteren Reihe werden die Energieintensität und die gesamte Röntgendurchleuchtungszeit angezeigt.

Über den Winkelangaben sieht man, in welcher Richtung die C-Bögen geneigt sind. Für den Rotationswinkel bedeutet *RAO*, daß der Bildverstärker rechts, *LAO*, daß er links vom Patienten ist.

Zeigt die Anzeige über dem Angulationswinkel *CRAN* an, ist der Bildverstärker in Richtung Kopf geneigt, bei *CAUD* in Richtung Füße.



Je größer *FFA* ist, desto größer sind die Gefäße auf der Röntgenposition und desto mehr Streustrahlung bekommt das Katheterpersonal ab. Deshalb sollte der letzte Wert in der oberen Reihe immer möglichst klein sein.

In der unteren Zeile sieht man das gegenwärtige Energieniveau (es gibt *niedrig*, *normal* und *hoch*). Dies bezieht sich auf die Energiedosis. Niedrig ist die Einstellung bei Kindern oder sehr schlanken Patienten. Dies bedeutet aber auch, daß der Kontrast geringer ist. Bei sehr korpulenten Patienten wählt man eine hohe Energiedosis.

Die letzte Zahl in der unteren Reihe gibt die aktuelle Durchleuchtungszeit an (Wahlweise auch die Energiedosis). Solange der Kardiologe die Röntgenquelle(n) eingeschaltet hat, zählt diese Zeit hoch.

Abgesehen von der Durchleuchtungszeit kann der Kardiologe alle anderen Werte über sein Kontrollpult verändern. Einschränkungen sind die Dimensionen der Anlage und des Patienten. Angulationswinkel über  $40^\circ$  beispielsweise würden zu einer Kollision zwischen Bildverstärker und Patientenkopf bzw. -füßen führen.

### Röntgenprojektion

Die Projektion wird durch die Kameraparameter bestimmt. Darum wendet man die Transformationsmatrix  $\mathcal{M}$  auf jeden (Mittel-) Punkt eines jeden Gefäßsegmentes an.

Aus dem dreidimensionalen Mittelpunkt mit den Koordinaten  $(x, y, z)$  bekommt man die zweidimensionalen Projektionskoordinaten  $(x_{\text{Projektion}}, y_{\text{Projektion}})$  und den projizierten Durchmesser  $r_{\text{Projektion}}$ .

Auf diese Weise erhält man eine zweidimensionale Struktur, die Projektion der Gefäße.

Die auf diese Weise projizierten zweidimensionalen Strukturen werden in die Röntgenprojektion gezeichnet. Der Grauwert jedes einzelnen Abschnittes wird durch die Kontrastmittelkonzentration (und damit den Absorptionskoeffizienten) des dazugehörigen dreidimensionalen Punktes definiert.

### Hintergrundbild

Der Kardiologe hat nur Interesse an den Herzkranzgefäßen. Die anderen Strukturen des Körpers, zum *Hintergrund* zusammengefaßt, interessieren ihn lediglich nebenbei.

Am einfachsten wäre es deshalb, überhaupt keinen Hintergrund zu benutzen. Dies ist für den Anfänger sicherlich interessant, jedoch wäre die Darstellung nicht realistisch.

In CATHI wurde deshalb ein Originalröntgenbild als Hintergrund gewählt, auf welches man dann die Gefäße aufträgt. Auf diese Weise erhält man einen realistischen Hintergrund.

Der Nachteil eines solchen Standbildes besteht darin, daß es irritierend wirken kann, wenn sich die Gefäße drehen, der Hintergrund aber statisch bleibt. Zum anderen hat der Hintergrund neben einer optischen Funktion auch noch folgende praktische Bedeutung:

Der Kardiologe muß seine Einstellungen so wählen, daß dunkle Strukturen des Hintergrundes nicht das Röntgenbild beeinflussen. Eine besondere Rolle haben dabei das Zwerchfell und die Wirbelsäule. Werden die Koronargefäße darauf abgebildet, dann kann man unter Umständen die Gefäße nicht mehr richtig beurteilen. Deshalb sollte man Winkелеinstellungen, die dazu führen, vermeiden.

Damit man das lernt, wird ein dynamisches Hintergrundbild benötigt, das sich gemäß der Projektioneinstellungen verändert.

Eine Möglichkeit, so einen Hintergrund zu erstellen, wäre es, ein Körpermodell zu benutzen und mit Hilfe von OpenGL, wie es AccuTouch<sup>®</sup> und VIST machen, die aktuelle Projektion anzuzeigen.

Im Falle einer biplanen Anlage mit (mindestens) drei Monitoren stößt man hier an die Grenzen. Die Berechnung mit OpenGL erfolgt nur auf der Hardware in Echtzeit. Da aber die zur Zeit verfügbaren Grafikkarten mit mehr als zwei Monitoranschlüssen (Matrox MMS) keine Hardwareunterstützung anbieten, wird die OpenGL-Lösung nur per Software unterstützt. So können die erforderlichen Bildraten nicht erreicht werden.

Deshalb wurde für CATHI eine andere Lösung angestrebt. Eine Möglichkeit wäre es, für jede mögliche Einstellung die Hintergrundprojektion zu speichern. Dazu würde aber sehr viel Speicherplatz benötigt.

Bei einer Auflösung von  $1^\circ$ , einem Rotationsbereich von  $180^\circ$  und einem Angulationsbereich von  $80^\circ$  gäbe dies 14400 Bilder der Größe  $512 \times 512$  (entspricht 256 *kB*), also über 3,6 *GB* an Speicherplatz.

Anstelle dieser speicherintensiven Methode wurde im Rahmen einer Praktikumsarbeit eine Methode entwickelt, diese Datenmenge zu reduzieren.

Das Ziel dieser Arbeit war es, einen Rotationsbereich von  $180^\circ$  und einen Angulationsbereich von  $80^\circ$  abzudecken mit einer Winkelauflösung von  $1^\circ$ .

Die Grundidee kommt ursprünglich aus der Mustererkennung. Man hat von einem Objekt von verschiedenen (bekannten) Richtungen Aufnahmen und eine Aufnahme von einer unbekannten Richtung. Nun soll man mit Hilfe der Referenzbilder die Parameter der Aufnahme bestimmen.

Dazu werden die Referenzbilder mit der Karhunen-Loève-Transformation komprimiert, um einen tieferdimensionalen Unterraum, den *Eigenraum* zu erhalten [118].

Der Eigenraum hat so viele Dimensionen, wie es *Eigenvektoren* gibt. Einzelne Bilder werden in den Eigenraum projiziert, indem man das Durchschnittsbild subtrahiert und das Ergebnis mit den einzelnen Eigenvektoren multipliziert. Diese Punkte bilden im Eigenraum eine Kurve.

Transformiert man eine neue Aufnahme in den Eigenraum, kann man die Parameter dieser Aufnahme anhand der Lage im Eigenraum und der Ähnlichkeit zu der Kurve abschätzen.

Im vorliegenden Fall ist das Problem umgedreht. Wir kennen alle Projektionen und wollen schnell die Projektion bekommen, die die angeforderten Parameter hat. Da das einzelne Abspeichern aller Bilder wie oben erwähnt zu viel Speicherplatz benötigt, speichert man die Informationen im Eigenraum ab und rekonstruiert aus diesen Informationen die gewünschte Projektion.

Die benötigten 14400 Röntgenbilder werden mit Hilfe der Software *SLAM* (Software Library for Appearance Matching [212][119]) in einen *Durchschnittsvektor*  $A$  und 14400 *Eigenvektoren*  $E$  der Größe  $512 \times 512$  zerlegt.

Zusätzlich erhält jedes der 14400 Bilder  $B_i$  und jeder der 14400 Eigenvektoren  $E_j$  einen *Gewichtungsfaktor*  $g_{i,j}$ . Dieser Faktor gibt an, wie stark der  $j$ -te Eigenvektor Einfluß auf das Bild hat:

$$B_i(x, y) = A(x, y) + \sum_{j=1}^{14400} g_j \cdot E_j(x, y)$$

Dieses Resultat führt noch nicht zu einer Datenreduzierung. Anstelle der 14400  $512 \times 512$  großen Röntgenprojektionen treten 14401  $512 \times 512$  große Vektoren und zusätzlich noch über 207 Millionen Gewichtungsfaktoren.

Zudem kommt noch ein Zeitproblem hinzu. Pro Pixel  $(x, y)$  hat man 14400 Multiplikationen und 14401 Additionen, bei 262144 Pixel muß man mehr als  $7,6 \cdot 10^9$  Rechenoperationen durchführen.

*SLAM* sortiert die Eigenvektoren, so daß die größten Eigenvektoren zuerst kommen. Die letzten Eigenvektoren sind diejenigen mit dem geringsten Einfluß.

Anstatt nun alle 14400 Eigenvektoren zu nehmen, benutzt man nur die wichtigsten (=ersten). Wenn man beispielsweise nur die 20 wichtigsten Eigenvektoren nimmt,

$$B_i(x, y) = A(x, y) + \sum_{j=1}^{20} g_j \cdot E_j(x, y)$$

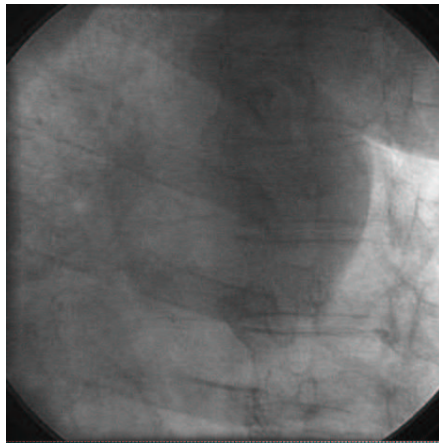
dann hat man 21 Vektoren der Größe  $512 \times 512$  (entspricht etwa 5,4 MB) und 14400 mal 20 Gewichtungsfaktoren (entspricht etwa 300 kB), insgesamt benötigt man weniger als 6 MB Speicherplatz.

Die Reduktion der Eigenvektoren hat den Vorteil, daß die Rekonstruktion des gesuchten Bildes viel schneller geht. Statt  $7,6 \cdot 10^9$  Rechenoperationen sind es nur noch  $11,6 \cdot 10^6$ .

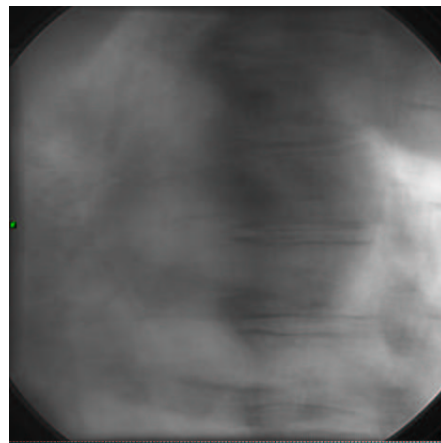
Der Nachteil ist, daß mit sinkender Anzahl von Eigenvektoren der Hintergrund immer unschärfer wird, weil es Eigenvektoren gibt, die für die Gesamtheit zwar keine Bedeutung haben, aber für einzelne Regionen sehr wohl. Wenn sie im Zuge des Reduktionsverfahrens verworfen werden, fehlen diese Strukturen in bestimmten Projektionen (siehe Abbildung 6.7).

Es gilt, hier einen Mittelweg zwischen der Rechenzeit und der Genauigkeit des Hintergrundes zu finden. Da der Hintergrund für den Kardiologen eine eher unbedeutende Rolle spielt und nur große Strukturen wie das Zwerchfell und die Wirbelsäule wichtig sind, muß das Hintergrundbild bei CATHI nicht sehr strukturiert sein.

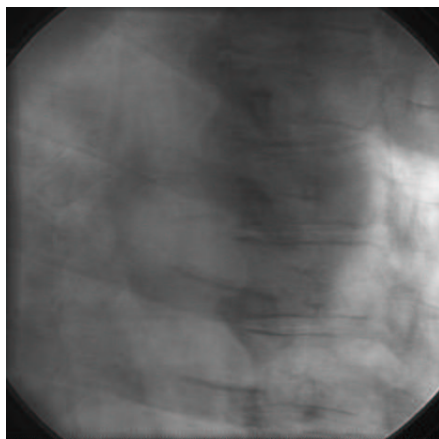
Als Datengrundlage für die Hintergrundbilder benutzt man nicht reale Röntgenbilder, sondern generiert anhand des CT-Datensatz des *Visible Human*<sup>®</sup> [205] mit Hilfe der VGL [209] der Firma Volume Graphics GmbH Röntgenprojektionen. Da die Berechnung einer Röntgenprojektion in der Größenordnung von einer halben Sekunde liegt,



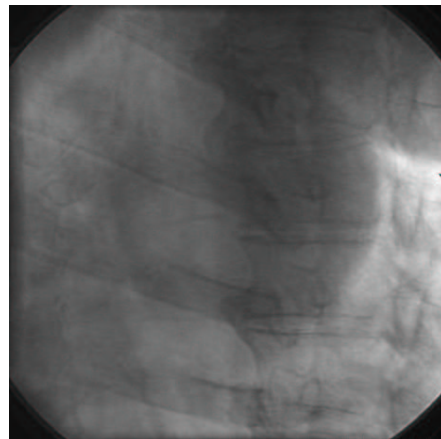
(a) Originalbild



(b) Rekonstruktion mit 5 Eigenvektoren



(c) Rekonstruktion mit 10 Eigenvektoren



(d) Rekonstruktion mit 20 Eigenvektoren

**Abbildung 6.7: Beispielbilder für die Hintergrundrekonstruktion**

Der Eigenraum wurde aus 98 originalen Röntgenprojektionen erstellt. Je mehr Eigenvektoren man für die Rekonstruktion verwendet, desto besser treten die Strukturen in den rekonstruierten Bildern hervor.

kann die Röntgenprojektionsberechnung nicht im CATHI-Programm direkt eingesetzt werden.

Die auf diese Weise errechneten Röntgenbilder werden in  $4^\circ$ -Schritten bzgl. der Rotation und der Angulation aufgenommen. Diese Aufteilung ist gröber als die hinterher gewünschte von  $1^\circ$ , aber mit Hilfe der *SLAM*-Software kann man Zwischenbilder interpolieren und die benötigte Datenmenge reduziert sich von 14400 auf 900 Projektionen (bei einem Rotationsbereich von  $180^\circ$  und einem Angulationsbereich von  $80^\circ$ ).

Reale Hintergrundbilder zu nehmen ist nicht machbar, da man einen Patienten in  $4^\circ$ -Schritten von allen Winkeln aufnehmen müßte. Die Strahlenbelastung dieser 900 Röntgenprojektionen ist nicht vertretbar.

Die Qualität der errechneten Hintergrundbilder erreicht nicht die von Originalhintergrundbildern (siehe Abbildung 6.8). Vor allem die Feineinstellungen der Parameter sind zur Zeit noch schwierig.

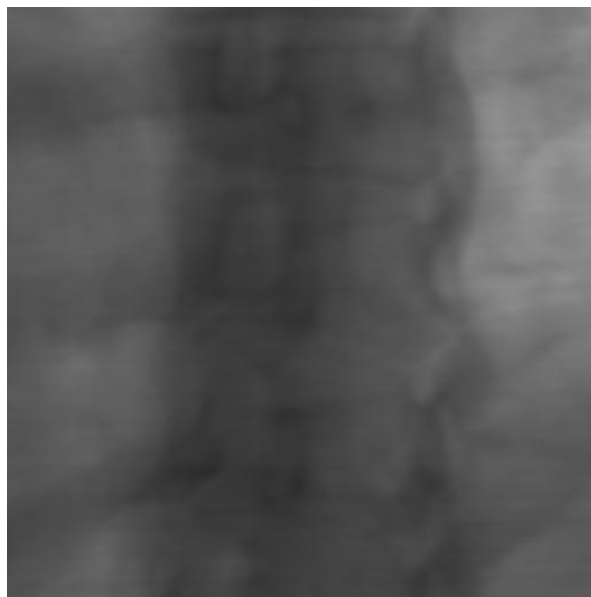


Abbildung 6.8: **Ein künstlich erzeugtes Röntgenbild**

Eine künstlich erzeugte Röntgenprojektion mit den Winkeln *RAO* 28 und *CAUD* 11. Der Datensatz stammt vom Visible Human, das Röntgenbild ist mit Hilfe der VGL erstellt worden.

Diese 900 Projektionen werden mit der *SLAM*-Software in die Eigenvektoren zerlegt.

Die 20 wichtigsten Vektoren werden für die Projektionsdarstellung genommen. Dadurch werden die Bilder sehr geglättet, aber wenn man zu viele Eigenvektoren nimmt, dauert die Rückprojektion zu lange.

### Projektionsdarstellung

Von der Röntgenquelle wird ein Strahlenbündel ausgesandt, welches auf den Bildverstärker trifft. Der Grauwert der einzelnen Pixel des Monitors wird dabei von der Intensität der Röntgenstrahlen bestimmt, die auf dieses Pixel treffen.

Pixel, die keine Röntgenquanten erhalten, weil unterwegs alle absorbiert worden sind, sind schwarz. Wenn nichts absorbiert wurde, sind die Pixel weiß. In der Radiologie beträgt die Farbtiefe der Röntgenbilder 8 Bit. Schwarze Pixel bekommen deshalb den Wert 0 zugeordnet, weiße 255.

Für die Simulation nimmt man an, daß jedes Pixel von genau einem Röntgenstrahl einer Intensität  $I_0$  getroffen wird. Wenn unterwegs nichts absorbiert wurde, erzeugt diese Intensität ein weißes Pixel (255).

Auf seinem Weg zum Bildverstärker wird von jedem Strahl ein gewisser Anteil Röntgenquanten vom Körper absorbiert. Anstelle eines weißen Hintergrundbildes wird ein Hintergrundbild genommen, dessen Grauwertverteilung durch die Röntgenprojektion des Körpers gegeben ist.

Deshalb muß man für jedes Pixel nur prüfen, ob der Röntgenstrahl durch Gefäße abgeschwächt wird.

Dazu muß man zunächst die Gefäßdurchleuchtungslänge  $x$  bestimmen. Dieser bestimmt sich aus dem Winkel  $\beta$  zwischen Röntgenstrahl und Gefäßabschnitt. Aufgrund dieses Winkels und des Gefäßdurchmessers erhält man die Durchleuchtungslänge  $x = \frac{d}{\cos \beta}$  (siehe Abbildung 6.9)

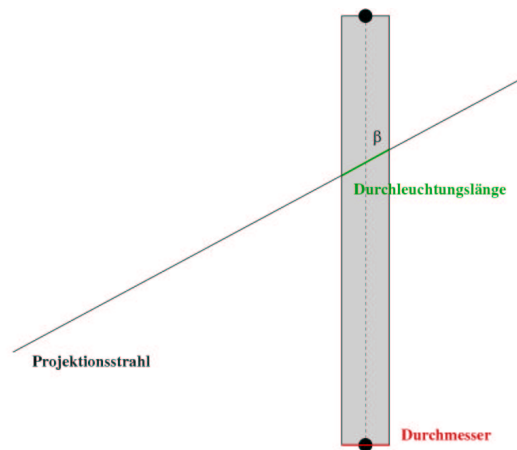


Abbildung 6.9: **Die Bestimmung der Gefäßdurchleuchtungslänge**

Der Projektionswinkel ist gegenüber dem Gefäßabschnitt mit dem Durchmesser  $d$  um den Winkel  $\beta$  geneigt. Die Durchleuchtungslänge  $x$  ist folglich  $\frac{d}{\cos \beta}$ .

Der Absorptionskoeffizient  $\alpha$  des Blut-Kontrastmittelgemisches hängt von der Kontrastmittelkonzentration ab. Als Absorptionskoeffizient von Blut  $\alpha_{Blut}$  nimmt man den Wert von Wasser  $\alpha_{Blut} = 0,2 \text{ cm}^{-1}$  (siehe Tabelle 3.1), der Absorptionskoeffizient von Jod beträgt bei  $100 \text{ keV}$   $\alpha_{Jod} = 9,6 \text{ cm}^{-1}$ .

Die Kontrastmittelkonzentration  $c_{Jod}$  definiert den Absorptionskoeffizienten:

$$\alpha = \alpha_{Jod} \cdot c_{Jod} + \alpha_{Blut} \cdot (1 - c_{Jod}) \approx \alpha_{Jod} \cdot c_{Jod}$$

Die Intensität des Blut-Kontrastmittelgemisches ist durch

$$I_{Pixel} = I_{Hintergrund} \cdot e^{-\alpha_{Jod} \cdot c_{Jod} \cdot x}$$

gegeben.  $I_{Hintergrund}$  ist der Grauwert des Pixels, der durch den Hintergrund gegeben ist.

Wird kein Kontrastmittel injiziert, ändert sich der Grauwert ( $e^{\alpha_{Jod} \cdot 0 \cdot x} = 1$ ) nicht, andernfalls wird der Grauwert kleiner, das Pixel wird dunkler.

Wenn ein Röntgenstrahl auf mehrere Gefäße trifft, muß man die einzelnen Koeffizienten miteinander multiplizieren:

$$I_{Pixel} = I_{Hintergrund} \cdot \prod_i e^{-\alpha_{Jod} \cdot c_{i,Jod} \cdot x_i}$$

Eine Darstellung der Gefäße mit OpenGL ist nicht vergleichbar, da OpenGL ein Objekt über die Oberflächen beschreibt und das Volumen nicht berücksichtigt (weitere Informationen in Kapitel 4.5).

## 6.3 Benutzerinteraktion

Die Interaktion des Benutzers mit dem Simulationssystem erfolgt entweder über Tastatur und Joystick oder über eine eigenständige Elektronik, das **Katheter Eingabe Kontroll System KEKS**.

### 6.3.1 Tastatur- und Joystickbenutzung

Alle Aktionen, die ein Kardiologe während der Intervention durchführt, können über die Tastatur gesteuert werden (siehe Abbildung 6.10).

Dazu gehört zum einen die Bewegung des Führungsdrahtes und des Ballonkatheters.

Mit Hilfe der *Cursortasten* (in Abbildung 6.10 grün markiert) wird der Draht gesteuert. *Pfeil hoch* schiebt den Draht in den Patienten hinein, *Pfeil runter* zieht ihn aus dem Patienten heraus, *Pfeil links* dreht den Führungsdraht um 1° gegen den Uhrzeigersinn und *Pfeil rechts* 1° im Uhrzeigersinn.

Die Tasten des *Nummernblocks* (in Abbildung 6.10 blau markiert) dienen der Ballonkathetermanipulation. *Pfeil hoch/8* schiebt den Ballonkatheter in den Patienten hinein, *Pfeil runter/2* zieht ihn heraus. Da eine Rotation des Ballonkatheters keinen Sinn macht, kann man mit diesen beiden Tasten den Ballonkatheter vollständig steuern. Die Taste + erhöht den Druck um 1 bar, - erniedrigt ihn um 1 bar.

Die anderen Tasten (in Abbildung 6.10 rot markiert) steuern die C-Bögen. Der frontale C-Bogen, dessen Projektionen auf dem linken Monitor erscheinen, wird über die Tasten *T* (LAO), *V* (RAO), *G* (CRAN) und *H* (CAUD) gesteuert. Die Tasten 5 und 6

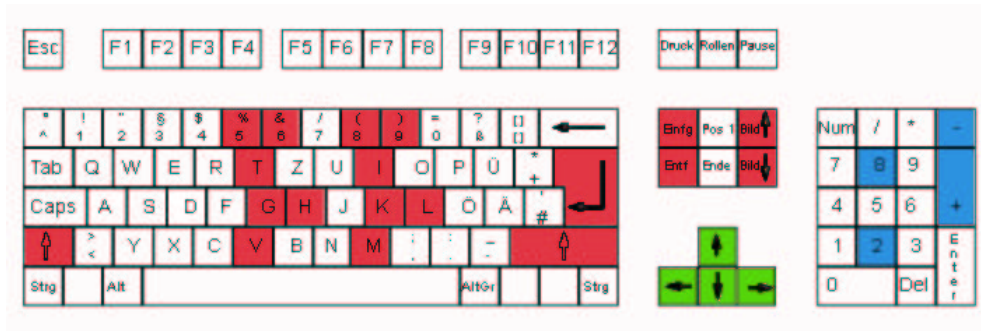


Abbildung 6.10: **Die Tastaturbelegung**

Die *grünen* Tasten manipulieren den Führungsdraht, die *blauen* den Ballonkatheter und die *roten* die Anlage.

regeln den Abstand *FFA*. Die Durchleuchtung des frontalen C-Bogens wird mit *Einfg* eingeschaltet. Um ein Standbild des frontalen C-Bogens auf den dritten Monitor zu bekommen, muß man die *Bild hoch*-Taste drücken.

Der laterale C-Bogen wird mit *I* (*LAO*), *M* (*RAO*), *K* (*CRAN*) und *L* (*CAUD*) gesteuert. Die Tasten 8 und 9 regeln den Abstand *FFA*, die Durchleuchtung wird mit *Entf* eingeschaltet und *Bild runter* erzeugt ein Standbild auf dem dritten Monitor.

Die *Return*-Taste schaltet beide C-Bögen simultan ein. Kontrastmittel wird mit der *Umschalttaste* injiziert.

Wenn man einen Joystick angeschlossen hat, wird der frontale C-Bogen damit gesteuert. Drückt man den Joystick *nach oben*, ändert sich der Winkel in Richtung *LAO*, *nach unten* *RAO*, *links* *CRAN* und *rechts* *CAUD*.

Hat man zwei Joysticks angeschlossen, steuert der zweite Joystick den lateralen C-Bogen.

### 6.3.2 Originale Eingabeinstrumente

Die Steuerung per Tastatur hat mit der Realität nur wenig gemein. Deswegen steuert man die Simulation in der Regel mit *Originalgeräten*.

#### Führungsdraht und Ballonkatheter

Der Führungsdraht und der Ballonkatheter werden optisch getrackt. Die Daten werden über einen USB-Chip an die USB-Schnittstelle weitergeleitet, wo die Translations- und Rotationsergebnisse an das Führungsdraht- bzw. Ballonkathetermodell übermittelt werden.

Das Tracking selbst erfolgt optisch über einen Kamerachip. Dieser detektiert Bewegungsänderungen und berechnet die Bewegungsdifferenz gegenüber der vorherigen Aufnahme. Da der Führungsdraht einen Durchmesser von etwa 0,3 mm hat, ist die Auflösung für die Rotation extrem schlecht. Dazu kommt noch, daß die Oberfläche



des Drahtes beschichtet ist. Dies führt dazu, daß auch Translationsbewegungen nicht genau genug gemessen werden können.

Deshalb behilft man sich, indem man den Durchmesser des Führungsdrahtes künstlich erhöht. Dazu wird ein Stab mit einem größeren Durchmesser auf dem Draht befestigt. Dieser Stab sollte sehr leicht sein, damit man beim Schieben des Drahtes die zusätzliche Masse nicht spürt.

Das Problem des Stabes ist, daß man den Führungsdraht nicht aus dem System herausziehen kann.

Der Ballonkatheter muß nicht im Durchmesser künstlich erhöht werden, da vom Ballonkatheter nur die Translationsbewegung, nicht die Rotation von Interesse ist.

### Druckmessung

Der Druckmesser kann Drücke bis 30 *bar* messen und liefert eine Spannung zwischen 0 und 5 *V*, die proportional zum angelegten Druck ist. An diesen Druckmesser wird der Inflator direkt angeschlossen. Der vom Inflator erzeugte Druck wird dann an das Ballonkathetermodell weitergeleitet.

Normalerweise ist der Inflator direkt an den Ballonkatheter angeschlossen. In der Simulation ist dies nicht möglich, da man den Druck des Ballons innerhalb des Trackingsystems nur mit einem nicht vertretbaren Aufwand messen könnte.

Da man nicht genau weiß, wo der Ballon aufgeblasen wird, müßte man entlang einer weiten Strecke Drucksensoren aufbauen. Diese Drucksensoren müßten an den Ballondurchmesser angepaßt werden können. Wenn man einen 2 *mm*-Ballon benutzt ist, der Grunddurchmesser geringer als bei einem 3 *mm*-Ballon.

Das große Problem ist aber ein mögliches Platzen eines Ballons. Dadurch träte Flüssigkeit in das Trackingsystem und könnte unter Umständen die Elektronik beschädigen. Deshalb wird der Druck bei CATHI separat gemessen.

### Kontrastmittel

Den Durchfluß der Spritze kann man mit einem Durchflußmesser bestimmen. Wird aber nur wenig Kontrastmittel injiziert, dann ist der Durchfluß sehr gering. Durchflußmesser für Durchflußraten unter 0,5 *ml s<sup>-1</sup>* sind sehr teuer und nicht zuverlässig.

Deshalb wird im CATHI-System der Spritzendurchfluß mit einem Gegenkolbenprinzip bestimmt. Der Kardiologe injiziert mit einer Spritze eine Flüssigkeit in das Patientenmodell. In dem Patientenmodell ist ein zweiter Kolben, der dabei synchron bewegt wird.

Die Bewegung dieses Kolbens mißt man anhand eines logarithmischen 10 *kΩ*-Widerstandes. Der Spannungswert zwischen 0 und 5 *V* ist dabei logarithmisch zum Widerstand. Es gibt keine linearen Widerstände dieser Länge.

Zu einem Zeitpunkt  $t_0$  wird der Widerstand gemessen, zum Zeitpunkt  $t_1$  ebenfalls. Zieht man die beiden gemessenen Widerstände voneinander ab, erhält man die Wegdifferenz, die der Benutzer in dem Zeitraum  $\Delta t = t_1 - t_0$  eingespritzt hat.

Da man den gesamten Inhalt des Behälters und den Widerstandsbereich kennt, kann man die Volumendifferenz  $\Delta V$  ausrechnen.

Auf diese Weise erhält man den Fluß  $\mathcal{F} = \frac{\Delta V}{\Delta t} [ml\ s^{-1}]$ . Diesen Wert übermittelt man an das Flußmodell.

Der Vorteil dieser Methode ist, daß man so viel Kontrastmittel, wie man möchte, injizieren kann, ohne daß man einen Vorratsbehälter leeren bzw. füllen muß.

Der Nachteil ist, daß Kardiologen, die das Kontrastmittel nicht aus einem Vorratsbehälter in die Spritze ziehen, um es anschließend in den Patienten zu injizieren, sondern gefüllte Spritzen vom Katheterlaborpersonal gereicht bekommen, diese Methode nicht verwenden können, weil nach ein paar Spritzenfüllungen der Auffangbehälter überfüllt ist. Zwar könnte man den Behälter größer machen, aber die Länge der Schiebewiderstände ist begrenzt, so daß man die Länge des Auffangbehälters nicht beliebig wählen kann.

### **Fußpedal**

Die Funktionsbelegung und das Aussehen des Fußpedals sind modellabhängig. Es wird detektiert, welches Fußpedal gerade gedrückt wird und diese Information wird an das virtuelle Katheterlabor übermittelt. Solange ein Fußpedal für die Röntgendurchleuchtung gedrückt ist, wird durchleuchtet.

Fußpedale gibt es für Durchleuchtung, den Cine-Modus oder das Standbild.

### **Steuerpult**

Über das Steuerpult positioniert der Kardiologe die C-Bögen.

Die Funktionsweise aller Steuerpulte ist identisch: Man drückt Schalter, Hebel oder Knöpfe und die Anlage reagiert. Deshalb werden von jedem Steuerpult die spezifischen Daten in eine allgemeinverständliche Anweisung übersetzt, die an das virtuelle Katheterlabor übermittelt wird.

Die Joysticks liefern analoge Werte je nachdem, in welche Richtung und wie weit man den Joystick drückt. Knöpfe liefern digitale Werte.

## **6.3.3 KEKS - Katheter Eingabe Kontroll System**

### **Anforderungen**

Die Abtastrate der Eingabeinstrumente ist mit der Bildrate korreliert. Da die maximale Bildrate 50 Bilder pro Sekunde (in der Kinderkardiologie) beträgt, reicht es, die Daten mit 50 Hz zu übertragen.

In der Realität sind kurzzeitige Änderungen (unter 20 ms), die relevant sind, mechanisch nicht umsetzbar. Man kann den Druck in diesem Zeitraum nicht stark variieren, so daß die relative Änderung gering, die absolute jedoch sehr hoch wäre.

Die Datenverwaltung muß einfach kontrollierbar und individuell erweiterbar sein.

Zur Zeit sind sechs digitale und sechs analoge Werte zu verarbeiten. Die sechs Fußpedale liefern allesamt digitale Werte, die sechs analogen Werte setzen sich aus Spritze, Druck und den Joystickwerten zusammen. Jeder Joystick hat zwei Achsen, so daß es insgesamt vier analoge Joystickwerte gibt.

In naher Zukunft sollen noch der Abstand Fokus - Bildverstärker (vier digitale Werte), die Vergrößerung (zwei digitale Werte), die Tischhöhe (zwei digitale Werte), die Energieeinstellung (zwei digitale Werte) und die Tischbewegung (zwei analoge Werte) dazukommen.

Somit hat man insgesamt 16 digitale und acht analoge Werte. Wenn man noch Knöpfe für Reset, bestimmte automatische Winkelpositionseinstellungen oder Joysticks für Blenden einbaut, braucht man immer mehr digitale und analoge Kanäle.

### Elektronik

Die verschiedenen Datentypen können, mit Ausnahme der USB-Werte, nicht direkt an den Rechner übermittelt werden. Standardrechner können keine analogen Signale verarbeiten, da sie keine Analog-Digitalwandler haben.

Zwar könnte man eine Einsteckkarte aus der Meßtechnik verwenden, aber dann wären die Leitungen vom Eingabegerät zum Rechner zu lang und man müßte mit Leitungsstörungen rechnen.

Deshalb sollte man die analogen Werte mit einem Analog-Digitalwandler innerhalb des Eingabegerätes digitalisieren. Alle Digitalwerte könnte man an die Druckerschnittstelle übermitteln.

Diese hat nur maximal 11 Eingänge und damit nicht genug für alle Signale.

Als Lösung setzt man bei CATHI deshalb eine eigenständige Elektronikeinheit in das Eingabesystem, das **K**atheter **E**ingabe **K**ontroll **S**ystem *KEKS*.

Kommerzielle Systeme sind meistens überdimensioniert, teuer, schwer zu programmieren und haben viele überflüssige Schnittstellen und dafür einen Mangel an den Schnittstellen, die für die bei CATHI verwendeten Instrumente notwendig sind.

Als erster Prototyp wurde ein Mikrokontroller-Toolkit mit einer Motorola 68332 CPU verwendet. Dies ist ein 32 *Bit* Mikrokontroller mit einer Taktrate von 16 *MHz*. Der Kontroller ist als *MEGA 332* Entwicklungskit verfügbar.

Allerdings hatte das Board nur vier Analogwandler (die digitalen hatten ein sehr kompliziertes Protokoll). Das Fußpedal mußte deshalb über ein kompliziertes Widerstandsnetz an die Analogwandler angeschlossen werden.

Darüber hinaus funktionierte bei keinem Board die Initialisierung, so daß man immer einen zusätzlichen Initialisierungsrechner für die Boards benötigte.

Deshalb wurde für CATHI das *KEKS*-Board entwickelt, das den Ansprüchen des Systems angepaßt wurde.

Das *KEKS*-Board besitzt einen 8 *Bit* Mikrokontroller, welcher mit 8 *MHz* läuft und die notwendige Betriebsspannung von 5 *V* über eine gesonderte Leitung vom Rechner erhält. Dieser Mikrokontroller ist mit *C* programmierbar und hat acht analoge und 16 digitale Ein- oder Ausgänge.

Der Datentransfer erfolgt über den parallelen Port, weil man diesen an den *Atmel*-Baustein direkt anschließen kann. Beim parallelen Port liegen die Werte analog zum *Atmel*-Baustein zwischen 0 und 5 V. Benutzt man den seriellen Port, liegen Signale zwischen -12 und +12 V vor und müßten erst für den *Atmel*-Baustein umgewandelt werden.

Eine Datenleitung zwischen dem *KEKS*-Board und dem Rechner von bis zu 2 m Länge ist aufgrund der digitalen Werte kein Problem.

Da der *Atmel*-Baustein nur eine begrenzte Anzahl von digitalen Eingängen besitzt, wird die Elektronik noch um einen oder mehrere programmierbare Logikbausteine, *PLDs*, erweitert. Der *PLD* wird über acht Daten- und vier Adressleitungen mit dem *Atmel* verbunden. Auf diese Weise können bis zu  $8 \cdot 16 = 128$  Eingänge realisiert werden.

Der *Atmel*-Baustein wird mit 8 MHz betrieben und kann die gesamten Daten zum Rechner mit einer Datenrate von weit über 100 Hz übertragen (20 Hz sind notwendig).

Mit dem *KEKS*-Board wurde eine flexible, einfach programmierbare und erweiterbare Elektronikeinheit entwickelt, welche den Anforderungen von CATHI genügt.

## 6.4 Benutzerführung

Das Simulationssystem CATHI entspricht so weit wie möglich der Realität. Deshalb ist die Interaktion mit dem Benutzer, abgesehen von den Handgriffen im Katheterlabor, auf ein Minimum beschränkt.

Um persönliche Lernerfolge aufzeichnen zu können, muß man verschiedene Benutzer haben, die sich eindeutig identifizieren.

Zu Beginn erscheint ein Login-Fenster (siehe Abbildung 6.11), in welchem man seine Benutzerkennung eingeben muß. Wenn der Benutzer passwortgeschützt ist, wird dieses abgefragt. Damit verhindert man, daß die persönliche Lernkurve verfälscht wird.

Hat der Benutzer sich identifiziert, werden die Ergebnisse nach Tagen sortiert gespeichert. Für jeden Tag wird ein neues Verzeichnis angelegt. Die Ergebnisse der Intervention werden in diesem Verzeichnis gespeichert. Für jede Intervention wird eine neue Datei angelegt.

Da eine zwingende Voraussetzung für die Intervention ein Patient ist, muß der Benutzer als nächstes einen Patienten auswählen (siehe Abbildung 6.12). An dieser Stelle hat der Benutzer nur die Wahl zwischen dem Auswählen eines Patienten oder dem Abbrechen der Intervention (ausloggen).

Da der Herzkatheter nicht geschoben werden kann, sondern bereits im Ostium der Herzkranzgefäße liegt, kann der Benutzer nur zwischen einer linken oder einer rechten Koronararterie wählen.

Man könnte statt des Namens „linkeKoronararterie3-01“ auch Patientennamen einsetzen, beispielsweise „Werner Müller - links“.

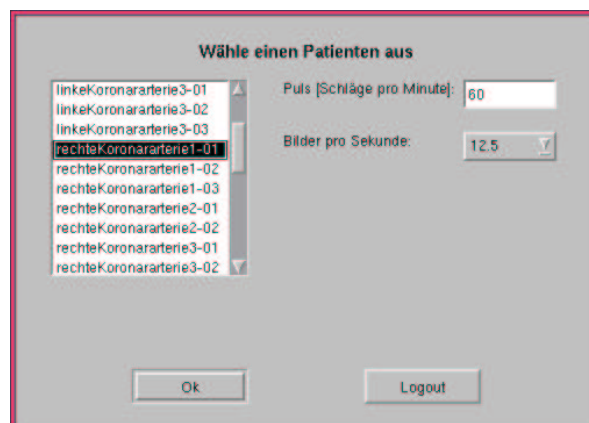
Zusätzlich können Puls und Bildrate ausgewählt werden.



The screenshot shows a login window titled "Willkommen bei Cathi". It contains two input fields: "Login-name:" with the text "ulrike" and "Passwort:" with masked characters "\*\*\*\*\*". Below the fields are three buttons: "Login", "Prüfe", and "Ende".

Abbildung 6.11: **Das Login-Fenster**

Zu Beginn der Simulation erscheint ein Fenster, in welchem sich der Benutzer identifizieren muß. Damit wird gesichert, daß alle Ergebnisse dem Benutzer zugeordnet werden können.



The screenshot shows a patient selection window titled "Wähle einen Patienten aus". It features a list box on the left containing several patient identifiers, with "rechteKoronararterie1-01" selected. To the right of the list box are two input fields: "Puls [Schläge pro Minute]:" with the value "60" and "Bilder pro Sekunde:" with the value "12.5". At the bottom are two buttons: "Ok" and "Logout".

Abbildung 6.12: **Das Patientenauswahlfenster**

Der Benutzer muß einen Patienten auswählen. Er kann diesem einen Puls und eine Bildrate zuordnen.

Bevor der Benutzer mit der Intervention beginnen kann, müssen die Geräte in einem definierten Ausgangszustand sein. Das bedeutet, daß der Inflator keinen Druck haben darf (sonst erscheint die Aufforderung, den Druck abzulassen) und Ballon und Führungsdraht aus dem Patienten herausgezogen sein müssen (es erfolgt eine Aufforderung, die Instrumente zurückzuziehen).

Eine Intervention dauert so lange, bis sich der Benutzer ausloggt oder einen neuen Patienten auswählt. Dann fängt eine neue Intervention an.

Alle Ergebnisse, die der Benutzer während dieser Intervention erreicht, werden in einem persönlichen Datenblatt aufgezeichnet.

Der Benutzer kann über die *Menüleiste* den Eingriff in einem gewissen Umfang beeinflussen.

### 6.4.1 Die Menüleiste

Es gibt beim CATHI-System einige Aktionen, die mit der Maus bzw. Tastatur durchgeführt werden müssen. In einer Menüleiste werden die Aktionen angezeigt, die der Benutzer durchführen kann.

Da die Menüleiste auf den realen Monitoren auch nicht vorhanden ist, wird sie ebenso wie der Mauszeiger während der Simulation versteckt. Um sie sichtbar zu machen, muß man entweder die Taste *Esc* oder die mittlere Maustaste drücken (siehe Abbildung 6.13).

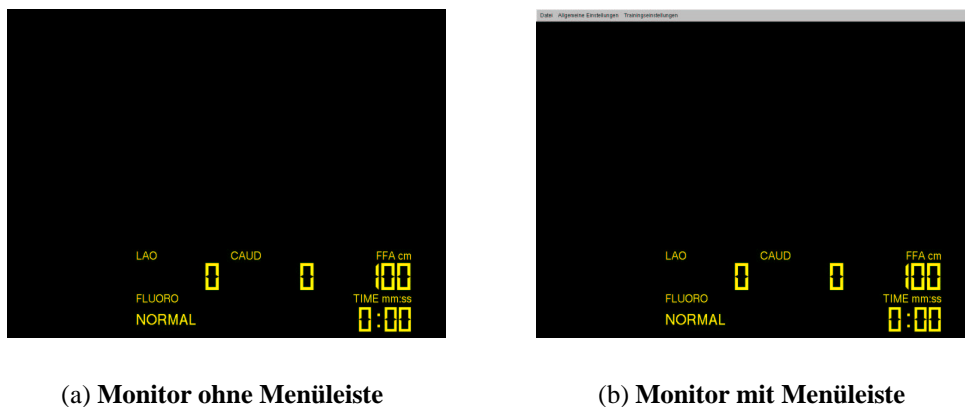


Abbildung 6.13: **Die Menüleiste**

- (a) Während der Simulation soll auf dem Monitor nichts zu sehen sein, was nicht auch im Katheterlabor zu sehen ist.
- (b) Es gibt aber auch Situationen, in denen der Benutzer an der Simulation Einstellungen vornimmt. Dann erhält er durch Drücken der Taste *Esc* oder der mittleren Maustaste eine Menüleiste. Alle Aktionen, die der Benutzer durchführen kann, sind aktiv.

Die Anzeigen der Menüleiste sind *Datei*, *Allgemeine Einstellungen*, *Trainingseinstellungen* und, für Benutzer mit Administratorrechten, *Verwaltung*.

### Datei

In dem Menü *Datei* (siehe Abbildung 6.14) finden sich allgemeine Einstellungen, wie *Neuer Benutzer*, wenn der Benutzer sich ändert und *Logout*, wenn man die Simulation beenden will.

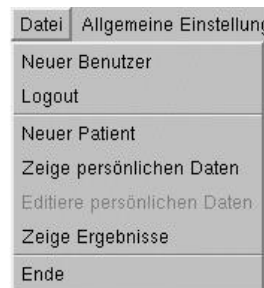


Abbildung 6.14: **Menüpunkt Datei**

Das Menü *Datei* beinhaltet allgemeine Aktionen wie einen Benutzerwechsel, einen Patientenwechsel oder das Zeigen von Daten.

*Neuer Patient* öffnet ein Fenster, in dem man sich einen neuen Patienten für eine neue Intervention auswählen kann (siehe Abbildung 6.12).

*Zeige persönliche Daten* zeigt die persönlichen Daten (siehe Abbildung 6.15). Hier können alle relevanten Daten über den Benutzer gesammelt werden.

Zudem kann man dem Benutzer bestimmte Rechte einräumen. So ist es möglich, daß der Benutzer sein Datenblatt editieren darf. Man kann ihn *sperren*, ihm *Administratorrechte* geben oder ihm erlauben, die *Tastatur* zu benutzen.

Wenn der Benutzer seine eigenen Daten editieren darf, ist *Editiere persönliche Daten* aktiv.

*Zeige Ergebnisse* zeigt die Ergebnisse des Benutzers (siehe Abbildung 6.16).

Diese Ergebnisse werden für jeden Benutzer individuell gesichert. Sie sind nach Datum geordnet. So kann man sehen, an welchem Tag wie viele Interventionen man mit welchem Ergebnis durchgeführt hat.

Neben den Informationen, welchen Patienten mit welchem Puls und welcher Bildrate man diagnostiziert/therapiert hat, sieht man auch, wie lange die Intervention gedauert hat, wie lange durchleuchtet und wieviel Kontrastmittel gebraucht wurde.

Aber auch Informationen, ob und welche Komplikationen es gab, welche Instrumente man ausgewählt hat und ob man Hilfsmittel wie *Kontrastmittel dauerhaft an* benutzt hat, werden notiert.

*Ende* beendet die gesamte Simulation. Im Gegensatz zu *Logout* wird die Simulation beendet und das Programm geschlossen.

**Hans**

**Titel:** Dr. **Vorname:** Hans

**Name:** Mustermann

**Organisation:** Universitätsklinikum Mannheim

**Abteilung:** Kardiologie

**Adresse:** Wasserturmstraße 24

**Postleitzahl:** 68120 **Stadt:** Mannheim

**Land:** Deutschland

**Telephon:** 0621 / 123456-98 **Fax:** 0621 / 12345-67

**Mobil:** 0173 / 123456789 **email:** mustermann@klinik-mannheim.de

**Geburtstag:** Tag: 25 Monat: 08 Jahr: 1969

**Ausbilder:** Prof. Dr. Markus Müller

**Status:** Anfänger

**Bemerkung:** Fängt gerade mit der kardiologischen Ausbildung an

**Passwort:** [Maskiert] [Maskiert]

☐ Editieren ☐ Tastaturbenutzung

☐ Gesperrt ☐ Administratorrechte

Ok Abbruch

Abbildung 6.15: **Die persönlichen Daten**

Informationen über den Benutzer werden in einer Datenbank gesammelt.



The screenshot shows a software window titled 'quest'. At the top, there is a date field 'Datum: 2003.07.16' and a dropdown menu showing '2003.07.16'. Below this is a horizontal tab bar with five tabs: '1. Intervention', '2. Intervention', '3. Intervention', '4. Intervention', and '5. Intervention'. The first tab is selected. The main content area is a scrollable text box containing the following information:

**Datum:** Wed Jul 16 2003  
**Begin:** 16:30:56 Uhr  
16:30:56 Uhr: **neuer Patient:** rechteKoronararterie1-01 **Bildrate:** 12.5 [Bilder pro Sekunde]  
**Puls:** 60 [Schläge pro Minute]  
16:31:09 Uhr: **Röntgenstrahlung dauerhaft an**  
16:31:13 Uhr: **Kontrastmittel dauerhaft an**  
**Ende:** 16:40:02 Uhr, bisherige Ergebnisse:  
Aktuelle Röntgenzeit: 1066 [s]  
Aktuelle Kontrastmittelmenge: 1057 [ml]  
Aktuelle Gesamtzeit: 9 [min]  
**Gesamtpunktzahl:** 0  
**Bewertung:**  
**Ergebnisse:**  
Gesamte Röntgenzeit: 1066 [s]  
Kontrastmittelmenge: 1057 [ml]  
Gesamtzeit: 9 [min]  
**Ende:** 16:48:42 Uhr, bisherige Ergebnisse:  
Aktuelle Röntgenzeit: 1030 [s]  
Aktuelle Kontrastmittelmenge: 1027 [ml]  
Aktuelle Gesamtzeit: 8 [min]  
**Gesamtpunktzahl:** 0

At the bottom of the window is a button labeled 'Schließen'.

Abbildung 6.16: **Die persönlichen Ergebnisse**

Jeder Benutzer hat seine eigenen Ergebnisse gesammelt. Die gesamte Röntgenzeit (hier 1066 s) wird von beiden Anlagen zusammengezählt.

### Allgemeine Einstellungen

Im Menü *Allgemeine Einstellungen* findet man allgemeine Einstellungen, die während der Intervention geändert werden können (siehe Abbildung 6.17).

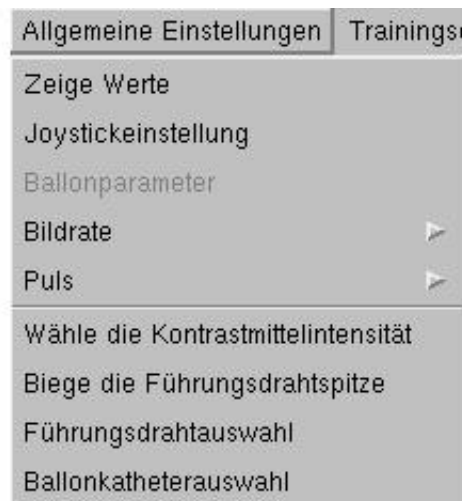


Abbildung 6.17: **Menüpunkt Allgemeine Einstellungen**

Das Menü *Allgemeine Einstellungen* beinhaltet allgemeine Parameter, die während der Intervention interessant sein könnten.

Neben der Möglichkeit, während der Intervention den *Puls* oder die *Bildrate* zu ändern, kann sich jeder Benutzer die Joystickeinstellung individuell einstellen (siehe Abbildung 6.18).

In der Realität kann der Benutzer bei den meisten Anlagen entscheiden, wie er den Joystick belegen möchte. So gibt es Kardiologen, die die Joystickeinstellung nach dem C-Bogen wählen. Das bedeutet, daß, wenn man den Joystick nach oben drückt, der Bildverstärker in die gleiche Richtung gehen soll, also in Richtung *LAO*. Links, in Richtung Kopf des Patienten, bedeutet, daß der Angulationswinkel in Richtung *CRAN* geht.

Es gibt aber auch die Belegung nach der Projektion. Wenn man den Joystick nach links drückt, bewegt man den Bildverstärker analog zur Projektion nach links, der Rotationswinkel geht in Richtung *LAO*. Nach oben bedeutet, daß der Bildverstärker sich in Richtung Kopf neigt, also *CRAN*.

CATHI ermöglicht auch jede denkbare andere Kombination mit der Einschränkung, daß der Rotationswinkel auf einer Achse sein muß ebenso wie der Angulationwinkel.

Die Einstellungen sind *benutzerabhängig*. Jeder Benutzer kann für sich die Joystickeinstellung festlegen und jederzeit ändern, ohne daß die anderen Benutzer davon beeinflusst werden.

*Zeige Werte* zeigt die aktuellen Werte der Intervention (siehe Abbildung 6.19).

In diesem Fenster sieht man, wie lange die Intervention bereits gedauert hat, wie lange insgesamt durchleuchtet wurde (dabei zählt die Röntgenzeit aller Röntgenanlagen!),

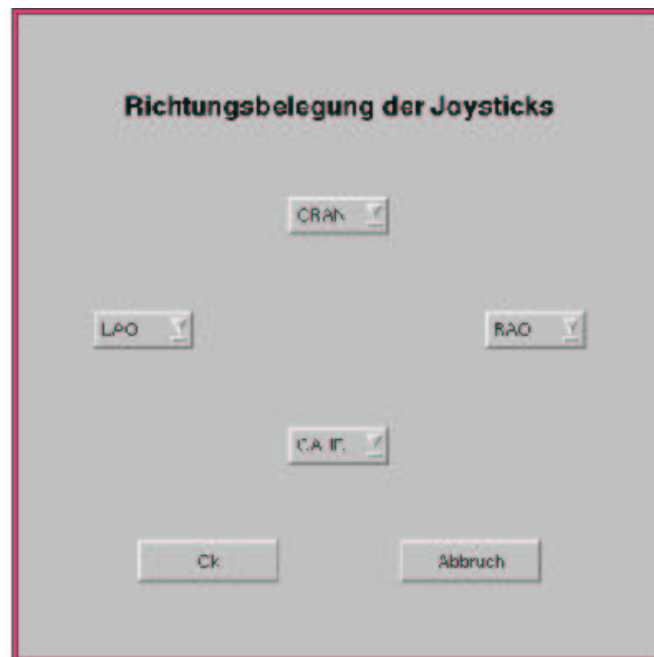


Abbildung 6.18: **Die Joystickeinstellungen**

Der Benutzer kann selbst entscheiden, wie seine Joystickbelegung aussehen soll.

Bei der momentanen Einstellung verändert sich der Angulationswinkel in Richtung *CRAN*, wenn der Benutzer den Joystick nach oben bewegt, und der Rotationswinkel geht in Richtung *LAO*, wenn er den Joystick nach links drückt.

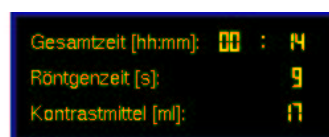


Abbildung 6.19: **Die Interventionswerte**

In diesem Fenster werden die aktuellen Werte der Intervention angezeigt. In diesem Beispiel hat die Intervention bislang 14 Minuten gedauert, insgesamt wurde 9 Sekunden durchleuchtet und es wurden 17 *ml* Kontrastmittel verbraucht.

und wieviel Kontrastmittel der Benutzer bisher gebraucht hat.

Beginnt man eine neue Intervention, dann werden alle Werte auf 0 gesetzt.

*Kontrastmittelintensität* erlaubt es dem Benutzer, die Kontrastmittelintensität mit der Hand einzustellen (siehe Abbildung 6.20). Diese Einstellung ist für zwei Aktionen von Bedeutung: Zum einen für die Tastaturbenutzung, bei der man ja nicht angeben kann, ob man viel oder wenig Kontrastmittel injizieren will. Zum anderen aber auch, wenn man das Kontrastmittel dauerhaft einspritzt.

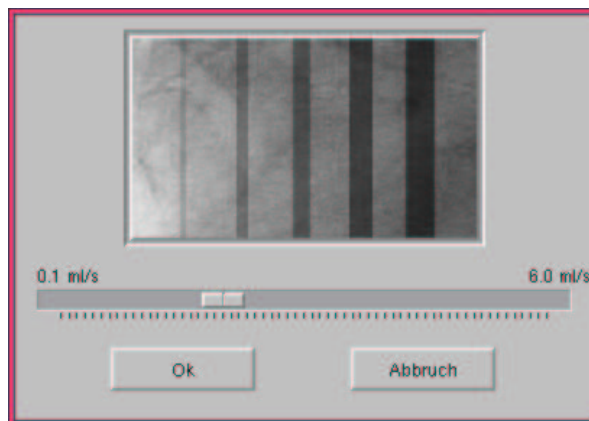


Abbildung 6.20: **Die Kontrastmittelintensität**

Dieser Wert ist für automatische Kontrastmittelinjektion und die Kontrastmittelgabe per Tastatur interessant.

Man kann einstellen, wieviel Kontrastmittel pro Zeiteinheit eingespritzt werden soll und kann etwa sehen, wie stark die verschieden dicken Gefäße die Röntgenstrahlung absorbieren.

Mit einem Schieber kann man den Kontrastmittelfluß einstellen. Im Fenster über dem Schieber kann man sehen, wieviel Röntgenstrahlung die unterschiedlich dicken Gefäße absorbieren. Je größer der Kontrastmittelfluß ist, desto dunkler werden auch die dünnen Gefäße, aber desto höher ist der Kontrastmittelverbrauch.

Mit *Führungsdrahtauswahl* kann man einen Führungsdraht auswählen. Es können die Parameter des Drahtes ausgewählt werden. Beim CATHI-System gibt es zur Zeit nur Drähte mit verschiedenen Durchmessern.

Wenn man einen Draht gewählt hat, kann man auch die Führungsdrahtspitze unter *Biege die Führungsdrahtspitze* variieren (siehe Abbildung 6.21). Dieser Parameter ist der einzige Drahtparameter, der für die Navigation eine (wichtige) Rolle spielt.

*Ballonkatheterauswahl* (siehe Abbildung 6.22) bietet dem Benutzer verschiedene Ballonkatheter zur Auswahl. Der Ballon wird gemäß der Stenose ausgewählt. Die erste Zahl gibt den Durchmesser des Ballons beim Nominaldruck an, die zweite Zahl die Länge des Ballons.

Der Ballon *CURARE Cathy No 3 2,00 mm 15 mm* beispielsweise stammt von der Firma *Translumina*, hat den Durchmesser 2 mm bei einem Nominaldruck von 6 bar

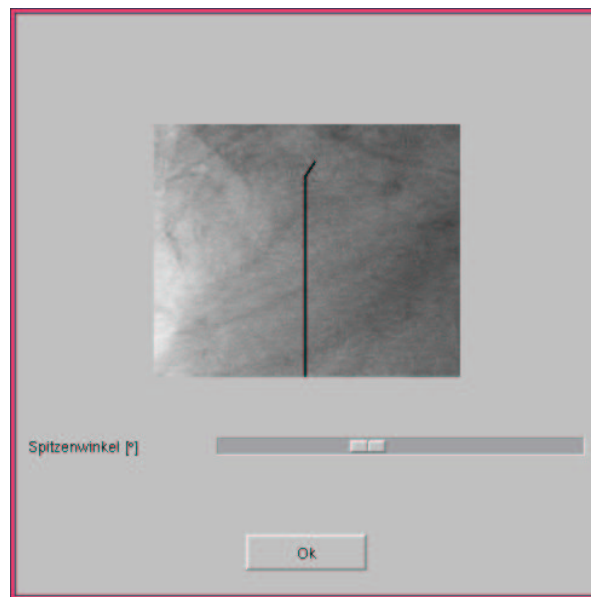


Abbildung 6.21: **Die Modulation des Führungsdrahtes**

Man kann die Spitze des Führungsdrahtes gemäß der Morphologie der Koronararterien biegen.

und ist zwischen den beiden Markern 15 mm lang. Den Nominaldruck findet man in der *Compliance Chart* (siehe Abbildung 6.3).

Hat man einen Ballon ausgewählt, ist *Ballonparameter* aktiv. Wenn man diesen Menüpunkt auswählt, dann erhält man die aktuelle *Compliance Chart* für den ausgewählten Ballon.

### Trainingseinstellungen

Das CATHI-System bietet einige Optionen, die für das Training interessant sind. Diese kann man je nach Bedarf auswählen und variieren.

Wenn ein Benutzer zwecks Training bestimmte Werte nicht überschreiten darf, dann können diese Werte definiert und individuell bestimmt werden. Zunächst muß man unter *Wähle Limitierung* die Limitierung(en) angeben (siehe Abbildung 6.23).

Der Benutzer kann Einschränkungen in der gesamten Durchleuchtungszeit haben und/oder die Kontrastmittelmenge ist begrenzt. Oder die gesamte Intervention muß innerhalb einer definierten Zeitspanne beendet sein. Zusätzlich kann man auswählen, ob der Anwender, falls er eine Einschränkung überschritten hat, die Intervention von neuem beginnen muß oder ob er, trotz Überschreitung der Vorgaben, weiter intervenieren darf.

Die Limitierung wird mit *Limitierung an* aktiviert und die ausgewählten Werte werden dann automatisch überwacht.

*Röntgenstrahlung immer an* schaltet auf Dauerröntgendurchleuchtung. Wenn dieser



Abbildung 6.22: **Die Ballonkatheterauswahl**

In diesem Fenster sind alle Ballonkatheter der Simulation aufgelistet. Die erste Zahl gibt den Durchmesser beim Nominaldruck an, die zweite die Länge des Ballons.

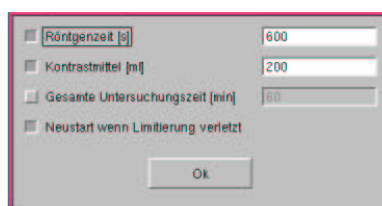


Abbildung 6.23: **Die Auswahl einer Limitierung**

Der Benutzer darf höchstens eine Gesamtdurchleuchtungszeit von 600 s erreichen und nicht mehr als 200 ml Kontrastmittel verbrauchen. Wenn er länger durchleuchtet oder mehr Kontrastmittel braucht, muß er die Intervention neu starten.

Punkt aktiviert ist, muß man nicht mehr auf das Fußpedal bzw. die entsprechende Taste drücken, um die Röntgendurchleuchtung einzuschalten.

*Kontrastmittel immer an* ist eine hilfreiche Option, wenn ein Anfänger alleine die Simulation durchführt und ihm noch das Geschick fehlt, abwechselnd den Führungsdraht zu bewegen und Kontrastmittel zu injizieren. Diese Option ersetzt eine zweite Person, die dem Anfänger das Kontrastmittel injiziert.

Wenn der Benutzer die Röntgenstrahlung oder das Kontrastmittel immer anschaltet, wird dies registriert und die Verbrauchswerte (siehe Abbildung 6.19) zählen entsprechend hoch!

### Verwaltung

Wenn ein Benutzer Administratorrechte hat, hat er auch Zugang zum Menüpunkt *Verwaltung*.

In diesem Menü kann man einen neuen Benutzer anlegen (*Lege neuen Benutzer an*) und bestehende Benutzer unter *Benutzerverwaltung* editieren (siehe Abbildung 6.24), beispielsweise kann er den Benutzer sperren.

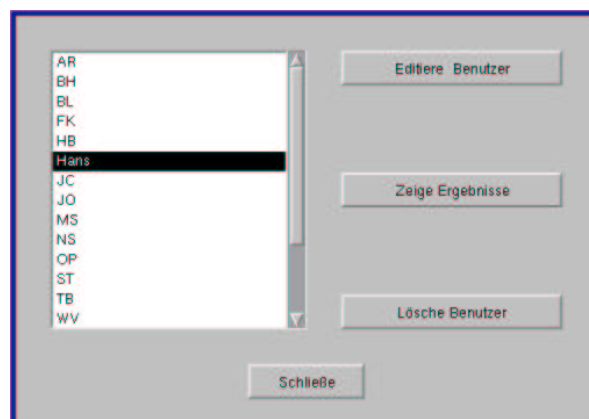


Abbildung 6.24: **Die Benutzerverwaltung**

Wer Administratorrechte hat, kann einzelne Benutzer verwalten. Er kann die persönlichen Einstellungen editieren, sich die Ergebnisse ansehen oder Benutzer löschen.

Er kann sich auch die Ergebnisse der einzelnen Benutzer anschauen. Dies hat den Vorteil, daß ein Benutzer alleine arbeiten und der Ausbilder später die Ergebnisse auswerten kann.

Da alle Daten gespeichert werden und *nicht* von dem Benutzer verändert werden können, hat der Auszubildende auch keine Chance, die Ergebnisse zu manipulieren.

Der Administrator hat weitreichende Befugnisse. Im Gegensatz zum Benutzer, der seine Ergebnisse nur anschauen kann (siehe Abbildung 6.16), kann der Administrator Interventionen oder gar ganze Tage gezielt löschen (siehe Abbildung 6.25).

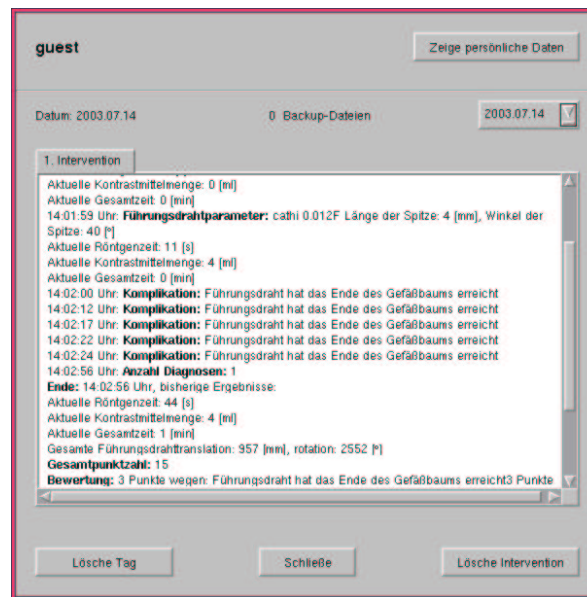


Abbildung 6.25: **Die Ergebnisverwaltung**

Im Gegensatz zum Benutzer, der seine Ergebnisse nur anschauen kann (siehe Abbildung 6.16), kann der Administrator gezielt Interventionen oder Tage löschen.

*Eiche die Geräte* bietet dem Administrator die Gelegenheit, die Parameter des Systems über die Software zu eichen.

Die wichtigen Größen sind die Druck- und Volumenmessung, die sich geringfügig von Gerät zu Gerät unterscheiden können und deshalb über die Software geeicht werden müssen. Die Ergebnisse der Eichung werden auf der Festplatte gespeichert, so daß beim nächsten Start die Eichung wieder gilt.

Legt man eine CD mit einer neuen Programmversion ein und drückt auf *update*, findet ein automatisches Update des CATHI-Programms statt. Das Programm startet sich anschließend neu, um die Änderung wirksam zu machen.

## 6.4.2 Gespeicherte Daten

Für jeden Benutzer gibt es ein eigenes Verzeichnis, in welchem alle Daten des Benutzers gesammelt werden.

Um einen Überblick über die Daten zu behalten, wird für jeden Tag ein eigenes Unterverzeichnis mit dem Tagesdatum angelegt. In diesem Verzeichnis wird für jede Intervention eine neue Datei erstellt, in der alle Daten gespeichert werden.

Diese Daten sind per Index kodiert, damit man nachher mit einem Programm schnell und einfach die notwendigen Informationen herausziehen kann.



## 6.5 Selektion der Materialparameter

Ein Nachteil der Simulation im Allgemeinen ist, daß die Materialeigenschaften der Instrumente keine Rolle spielen. Da man beim Führungsdraht nur die Translations- und Rotationsbewegung trackt und sein Verhalten berechnet, muß man die Parameter des Drahtes und auch des Ballons kennen. Diese Parameter mechanisch zu detektieren ist nur mit einem nicht vertretbaren Aufwand zu realisieren.

Ob man die Intervention mit einem Ballonkatheter durchführt, der die Länge 10 *mm* und den Durchmesser 3,5 *mm* hat, oder mit einem der Länge 20 *mm* und dem Durchmesser 4,0 *mm*, wird nicht vom Trackingsystem ermittelt. Dazu müßte man eine Kamera einbauen, die beispielsweise die Abstände der Marker mißt. Diese Methode versagt aber bei Ballons, die nur einen Marker in der Mitte haben. Auch kann man den Durchmesser eines zusammengefalteten Ballons nicht bestimmen, weil die Ballons zusammengefoldet alle ungefähr gleich groß sind.

Deshalb spielen die Materialeigenschaften des tatsächlich benutzen Führungsdrahts und Ballonkatheters für die Simulation keine Rolle. Die Materialparameter, beispielsweise die Größe des Ballons, müssen der Simulation auf eine andere Art mitgeteilt werden.

Dies geschieht durch Auswahl mit der Maus. Der Benutzer kann die Materialeigenschaften über die Menüleiste wählen. Vergißt er dies, weil er ja in der Realität die Parameter auch nicht per Maus auswählt, erscheint ein Auswahlfenster, wenn der Benutzer ein bislang noch nicht definiertes Instrument benutzt.

Hat der Benutzer beispielsweise noch keinen Ballonkatheter ausgesucht, schiebt aber den Ballonkatheter in das Simulationssystem, erscheint, sobald das Trackinggerät den Ballonkatheter erkennt, ein Fenster für die Ballonkatheterauswahl (siehe Abbildung 6.22). Aus dieser Auswahl wählt der Benutzer das Modell, welches der Situation am Besten entspricht.

Die anderen Simulationsgeräte (AccuTouch<sup>®</sup> und VIST) bieten diese Option nicht, sondern der Benutzer muß von alleine auf die Idee kommen, mit der Maus auf der Oberfläche die Parameter zu suchen. Das VIST-System geht sogar so weit, daß man den Ballon zwar bewegen kann, aber auf dem Monitor nichts sieht, so lange kein Ballon selektiert ist. Dies führt zu erheblicher Verwirrung. Die Idee, den Ballon mit der Maus zu selektieren, ist in diesem Fall nicht intuitiv.



# Kapitel 7

## Ergebnisse und Diskussion

Die in diesem Kapitel vorgestellten Ergebnisse wurden alle auf einem Dual Atlon, 1,66 *GHz* erzielt, der eine PCI-Grafikkarte Matrox G 450 MMS mit 32 *MB* DDR Speicher pro Ausgang und 512 *MB* Hauptspeicher hat.

### 7.1 Zusammenfassung des CathI-Systems

Das CATHI-System ist ein Simulationssystem für eine biplane Anlage. Der Herzkatheter liegt bereits im Ostium der Herzkranzgefäße und kann nicht manipuliert werden. Ausgehend von dieser Ausgangssituation kann der Benutzer die Diagnosestellung und die Therapie durchführen.

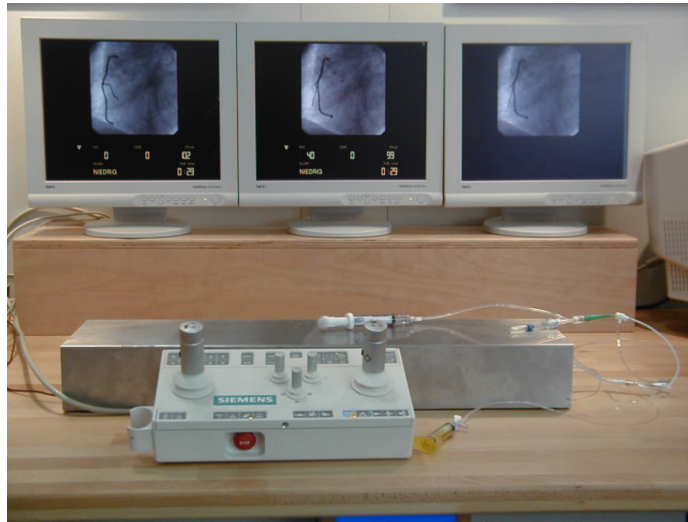
Für die Diagnose läßt sich die Röntgenanlage über eine Eingabekonsolle in die gewünschte Positionen fahren und durch gleichzeitiges Anschalten der Röntgenanlage (über ein Fußpedal) sowie dem Einspritzen von Kontrastmittel (über die Kontrastmittelspritze) sind die Stenosen zu lokalisieren (siehe Abbildung 7.1).

Anschließend kann der Benutzer mit einem Führungsdraht, dessen Spitzenwinkel er an die Gefäßgeometrie anpassen muß, den Führungsdraht durch die Engstelle navigieren. Entsprechend der Form und Größe der Stenose muß er einen Ballonkatheter auswählen und diesen über den Führungsdraht schiebend in der Stenose platzieren. Dabei muß er aufpassen, daß sich die Lage des Führungsdrahtes nicht verändert, das heißt, der Führungsdraht darf weder mit dem Ballonkatheter weiter hineingeschoben noch herausgezogen werden.

In der Stenose dilatiert er den Ballon mit einem passenden Druck, um sie zu weiten. Anschließend kontrolliert er das Ergebnis und zieht die Instrumente (bis auf den Herzkatheter, welcher nicht manipuliert werden kann) zurück.

Damit kann man mit dem CATHI-System eine PTCA durchführen.

Obwohl das Draht- und Ballonmodell noch einfach ist (es verläuft nur auf der Mittellinie), bekommen die Benutzer schon ein gutes Gefühl für die Navigation. Das Modell versagt bei stark gewundenen Gefäßen, weil man mit dem Mittellinienmodell durch alle Gefäße, in der Realität aber durch stark gewundene Gefäße nur eingeschränkt na-



**Abbildung 7.1: Der Aufbau des CATHI-Systems**

Ein Demonstrationsaufbau des CATHI-Systems. Mit der Konsole können die virtuellen C-Bögen gesteuert werden, die Röntgenprojektion auf dem Monitor ändert sich dann. Mit der Spritze kann das Kontrastmittel injiziert werden. Der in das Eingabegerät führende Draht wird entsprechend seiner Bewegung in der Projektion dargestellt.

vigieren kann.

Auch bei Stenosen ist das Modell nicht ausreichend. Zwar ist die Simulation konzentrischer Stenosen vom Typ A hinreichend, aber andere Stenosentypen können noch nicht simuliert werden.

Auch Komplikationen wie Perforation oder Dissektion sind mit dem Mittellinienmodell nicht möglich, da der Draht keinen Kontakt mit der Gefäßwand hat. Auch Reibung, vor allem in stark verkalkten Gefäßen, ist aufgrund fehlenden Wandkontakts nicht vorgesehen.

Zur Zeit sind im CATHI-System nur zwei Komplikationen vorgesehen. Der Benutzer schiebt den Führungsdraht/Ballonkatheter über das Ende eines Gefäßes hinaus. In der Realität würde sich hier die Spitze zunächst aufstellen und das Gefäß erst bei weiterem Vorschub perforiert werden. In der CATHI-Simulation wird das Gefäß sofort perforiert. Dadurch bekommt der Benutzer ein Gefühl dafür, daß er am Ende aufpassen muß.

Eine weitere Komplikation ist, wenn der Ballon platzt, weil der Benutzer den Druck zu hoch eingestellt hat oder den aufgeblasenen Ballon zu bewegen versucht.

## 7.2 Benutzerinteraktion

Damit die Simulation so realitätsgetreu wie möglich ist, muß der Benutzer Originalinstrumente benutzen (siehe Abbildung 7.1).

Bei dem CATHI-System ist dieses Konzept vollständig umgesetzt. Der Kardiologe kann sämtliche Instrumente wie Spritze, Inflator, Führungsdraht und Ballonkatheter, die er auch in der Realität benutzt, in der Simulation anwenden.

Die Signale von Spritze und Inflator werden nicht am Gerät selbst abgenommen sondern im Eingabegerät. Deshalb können Spritze (siehe Abbildung 7.2) und Inflator (siehe Abbildung 7.3) **beliebiger** Hersteller angeschlossen werden.

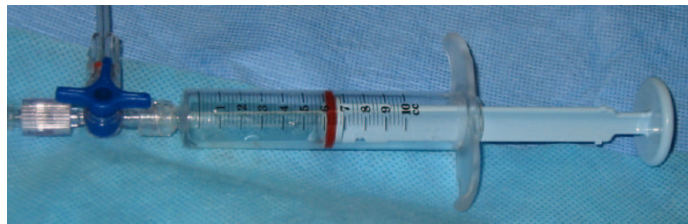


Abbildung 7.2: **Eine Kontrastmittelspritze, die an das CATHI-System angeschlossen werden kann.**



Abbildung 7.3: **Ein Inflator, der an das CATHI-System angeschlossen werden kann.**

Führungsdraht und Ballonkatheter werden zwar direkt optisch erfaßt, da dies aber innerhalb des Eingabesystems geschieht, ist die Handhabung außerhalb des Eingabesystems (Patient) identisch mit der Handhabung von Draht und Ballonkatheter im Katheterlabor (siehe Abbildung 7.4).

So kann er auf seine Weise den Draht schieben. Einige Kardiologen benutzen dafür einen sogenannten *Torquer*, eine Drehhilfe, die auf dem Draht festgeschraubt wird. Andere wickeln sich den Draht um einen Finger.

Der Herzkatheter, der zur Zeit noch nicht angeschlossen ist, dient nur zur stützenden Funktion und ist ein beliebiger Katheter.

Das Zusatzmaterial wie der Y-Adapter, ein Abschluß am Ende des Katheters, damit Blut und Kontrastmittel nicht aus dem Katheter herauslaufen, ist auch beliebig wählbar.

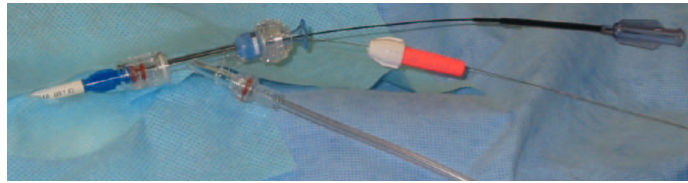


Abbildung 7.4: Ein Führungsdraht und ein Ballonkatheter, die an das CATHI-System angeschlossen sind.

Der Führungsdraht mit dem orangen Torquer (einer Drehhilfe) und der Ballonkatheter (mit dem schwarzen Schaft) führen in den Y-Adapter hinein, welcher auf einem Herzkatheter befestigt ist. Dieser Herzkatheter wird über die Leiste eingeführt und geht zu den Herzkranzgefäßen.

An das CATHI-System sind eine Steuerkonsole (siehe Abbildung 7.5) und ein Fußpedal (siehe Abbildung 7.6) beliebiger Hersteller anschließbar. Zur Zeit sind zwei verschiedene *Siemens*-Konsolen an das System angeschlossen und eine neutrale, selbstkonstruierte. Zusätzlich kann man zwischen zwei verschiedenen *Siemens*-Fußpedalen, einem *Philips*-Fußpedal und einem neutralen, selbstkonstruierten wählen. Die einzige Voraussetzung für den Anschluß dieser Geräte ist, daß das Protokoll und die elektrischen Signale bekannt sind (Information vom Hersteller).



Abbildung 7.5: Eine Steuerkonsole von Siemens, die an das CATHI-System angeschlossen ist.

Alle Instrumente werden von dem für das CATHI-System entwickelte Eingabegerät *KEKS* (**K**atheter **E**ingabe **K**ontroll **S**ystem) angesprochen und die Ergebnisse ausgewertet. *KEKS* ist ein flexibles und erweiterbares Board, an welches problemlos zusätzliche Anschlüsse angefügt werden können. Es ist in *C* programmiert und über den parallelen Port mit dem Rechner verbunden.

Wenn man eine andere Konsole anschließt, muß man in der Regel (es kommt auf die Konsole an) nur das Programm des *Atmel*-Bausteins ändern und nicht die Elektronik. Wenn das Ansprechen der Konsole nicht per Software zu lösen ist, kann man über einen Erweiterungsstecker ein zusätzliches Modul an *KEKS* hängen, welches die

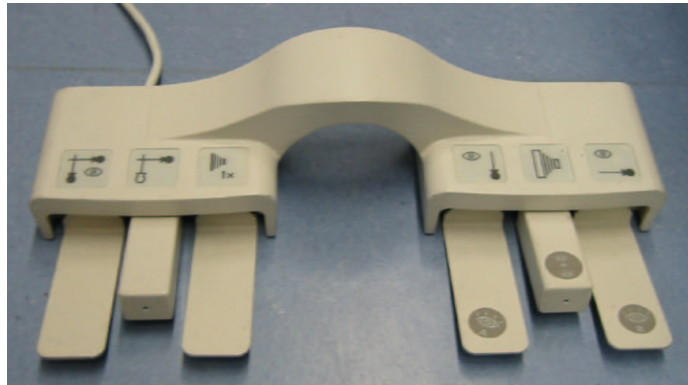


Abbildung 7.6: Ein Fußpedal von Philips, das an das CATHI-System angeschlossen werden kann.

Kommunikation mit der Konsole übernimmt.

Das bedeutet, daß das Protokoll zum Rechner für alle Instrumente das gleiche ist und sich die CATHI-Software nicht ändert, wenn neue Instrumente dazukommen.

Alle Instrumente können mit einer Datenrate von über  $100\text{ Hz}$  abgefragt werden. Diese Datenrate liegt über den erforderlichen  $20\text{ Hz}$  (siehe Kapitel 6.3.3).

### 7.2.1 Druckmessung

Der zur Zeit verwendete Druckmesser kann Drücke bis  $35\text{ bar}$  messen. Diese Drücke reichen für normale Ballons aus, da Ballons einen durchschnittlichen Platzdruck von  $20\text{ bar}$  haben (siehe Kapitel 6.1.11).

Die Genauigkeit der Druckmessung beträgt  $0,05 \pm 0,01\text{ bar}$ . Da sich der Ballondurchmesser in der Regel (das ist herstellerabhängig!) selten über  $1\text{ mm bar}^{-1}$  ändert (siehe Abbildung 6.3), ist diese Auflösung hinreichend.

Die Genauigkeit des Druckmessers wird über den Inflator bestimmt, der eine Auflösung von  $1\text{ bar}$  besitzt.

Da die Kardiologen keine Regel für das Dilatieren von Stenosen haben, sondern jeder Kardiologe nach eigenem Ermessen den Ballon aufbläst, ist die Auflösung des Druckmessers im Bereich  $1\text{ bar}$  ausreichend.

### 7.2.2 Durchflußmessung

Die Auflösung des Kontrastmittelvolumens ist von der Auflösung des Schiebewiderstandes und des Analog-Digitalwandlers begrenzt. Aufgrund des logarithmischen Widerstandes ist die Volumenauflösung über den Widerstand nicht konstant, sondern die Auflösung im vorderen Drittel ist besser als im hinteren.

Der (analoge) Wert des Widerstandes wird im *Atmel*-Baustein digitalisiert. Wegen der technischen Eigenschaften des Analog-Digitalwandlers schwankt der digita-

lisierte Wert um  $\pm 2$ . Deshalb kann man im vorderen Drittel das Volumen bis auf  $0,05 \pm 0,03 \text{ ml}$  auflösen, im hinteren beträgt dagegen die Auflösung nur noch  $0,1 \pm 0,08 \text{ ml}$ . Diese Volumenmessung erfolgt über die Volumenanzeige der Spritze, die eine Auflösung von  $0,2 \text{ ml}$  hat.

Der Durchfluß wird in der Software berechnet. Drei mal in der Sekunde werden das aktuelle Volumen und die Volumendifferenz bestimmt. Da bei langsamem Einspritzen Durchflußraten von etwa  $0,2 \text{ ml s}^{-1}$  erreicht werden, muß das System in der Lage sein, das Volumen bis auf  $0,06 \text{ ml}$  genau detektieren zu können. Geringere Durchflußmengen sind aufgrund der Reibung des Spritzenkolbens nicht möglich.

Diese Bedingung ist im vorderen Drittel des Schiebewiderstandes gegeben. Da der Innenkolben des Kontrastmittelsbehälters  $50 \text{ ml}$  beinhaltet, eine Kontrastmittelspritze aber nur zwischen  $10$  und  $12 \text{ ml}$ , ist der Meßbereich ausreichend. Markierungen am Vorratsbehälter zeigen an, ob sich das Volumen im meßbaren Bereich befindet.

### 7.2.3 Bewegungstracking

Eine sehr wichtige Voraussetzung für eine realistische Simulation ist, daß sich die Handhabung der Instrumente nicht von der realen Handhabung unterscheidet.

Ganz besonders gilt dies für den Führungsdraht. Wenn der Widerstand beim Vorschieben des Führungsdrahtes zu hoch wird, weiß der Kardiologe, daß er vorsichtig sein oder sogar die Intervention abbrechen muß.

Die Reibungskräfte auf Draht und Ballon sind minimal, weil der Herzkatheter innen beschichtet ist und deshalb der Draht leicht über die Oberfläche gleitet und auch in den Gefäßen, wenn sie nicht stark verkalkt sind, kaum Reibung stattfindet.

Deshalb müssen die Reibungskräfte des Simulationssystems auf Draht und Ballon minimal sein. Dies ist mit mechanischen Methoden kaum zu bewältigen. Schließt man einen Elektromotor als Bewegungsmesser an den Führungsdraht an, muß zusätzlich die Masse dieses Motors bewegt werden. Da der Führungsdraht sehr dünn und leicht ist, bekommt das ganze System so eine zu hohe Trägheit.

Eine Alternative wäre, die Bewegung des Führungsdrahtes durch Rollen zu detektieren, wie es bei *ICard* [175] geschieht. Da die Führungsdrähte beschichtet sind, ist das Tracking auf diese Art problematisch. Entweder ist der Schlupf zu groß, weil die Rollen nicht richtig auf der Oberfläche haften und aufgrund der Trägheit ein häufiges Vorschieben und Zurückziehen nicht hinreichend genau detektieren, oder, wenn der Kontakt zu dem Führungsdraht sehr gut ist, ist wiederum die Reibung zu hoch.

Deshalb wurde für das CATHI-System die Bewegungsabtastung optisch (kontaktlos) gewählt. Damit ist die einzige Reibung, die auf den Führungsdraht/Ballonkatheter einwirkt, die Reibung der Instrumente mit der Führungsschiene, die etwa der Reibung entspricht, die der reale Führungsdraht im Herzkatheter erfährt.

Bei einer Abtastrate von  $10 \text{ ms}$  erreicht das System eine Translationsauflösung von  $0,07 \pm 0,01 \text{ mm}$  und eine Rotationsauflösung  $1,5 \pm 0,2^\circ$ . Diese Auflösung erhält man, wenn man den Draht mit maximal  $20 \text{ cm s}^{-1}$  schiebt oder zieht. Bei schnelleren Bewegungen erhält man einen Schlupf. Bei rund  $30 \text{ cm s}^{-1}$  bekommt man eine



Abweichung von 2 bis 3 *mm*.

Diese Auflösung wird bestimmt, indem man den Führungsdraht 10 *cm* in das System in einer halben Sekunde hineinschiebt und wieder herauszieht. Dazu wird der Führungsdraht bis zum Anschlag herausgezogen, 10 *cm* weiter hinten am Draht wird der Torquer befestigt und dann der Draht innerhalb einer halben Sekunde bis zum Torquer in das System hineingeschoben.

Diese Auflösungen sind für das CATHI-System ausreichend. Wenn man für andere Problemstellungen eine höhere Rotationsauflösung benötigt, müßte man den Durchmesser des Drahtes oder Ballons vergrößern.

Das einzige, nicht lösbare Problem beim optischen Tracking (genau wie bei den anderen Trackingarten) bleibt, daß eine sehr schnelle Drahtbewegung nicht erfaßt werden kann. Während beim mechanischen Tracking die Instrumente aufgrund der Trägheit diese Bewegung nicht verfolgen können, liegt es beim optischen Tracking an der Abtastrate der Kamera.

Da sehr schnelle Bewegungen in der Kardiologie nicht üblich sind, ist dieses Problem nicht bedeutend. Wenn es für zukünftige Anwendungen nicht ausreichend ist, muß man entweder eine bessere (teurere) Kamera nehmen oder ein völlig neues Konzept entwickeln.

## 7.3 Simulation

Die vom Benutzer ausgeführten Interaktionen müssen in Echtzeit von dem Simulationsprogramm umgesetzt werden. Wenn der Benutzer beispielsweise mit dem Führungsdraht das Gefäßende erreicht, muß er sofort reagieren (können).

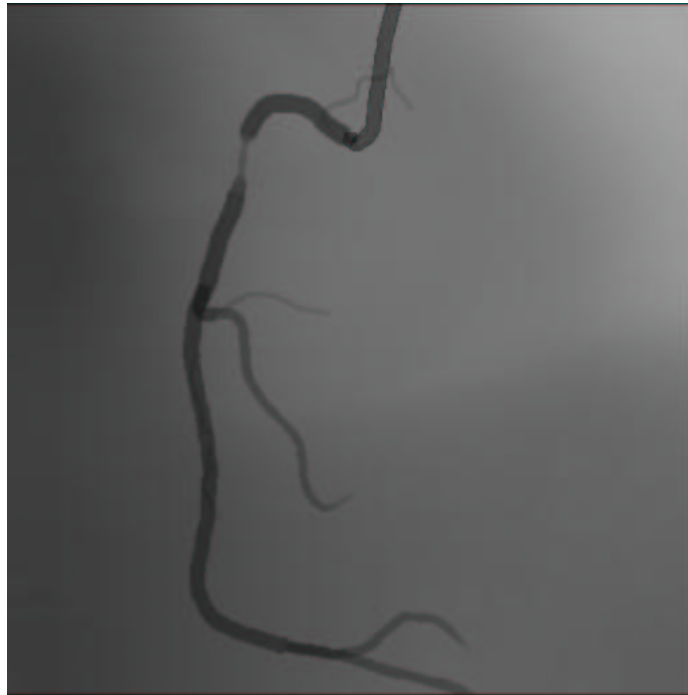
Da er das visuelle Feedback über die Röntgenprojektion bekommt, die für die Koronarangiographie eine Bildrate von 12,5 Bildern pro Sekunde hat, reicht es, in derselben Frequenz alle Instrumente zu aktualisieren.

Folglich müssen innerhalb von 80 *ms* alle Instrumente und die Kontrastmittelausbreitung aktualisiert, zwei Projektionen berechnet und drei Projektionen (die dritte ist ein Standbild) auf den Monitoren abgebildet werden.

Im CATHI-System ist die Projektion der virtuellen Szene in der Software gelöst. Die Berechnung einer Projektion aus einer virtuellen Szene mit einem Herzkatheter, einem Führungsdraht und einem Ballonkatheter in einem rechten Gefäß dauert rund  $2 \pm 1$  *ms*.

Die drei Projektionen werden innerhalb von  $18,2 \pm 0,2$  *ms* (entspricht  $56 \pm 2$  Bildern pro Sekunde) bei einer Farbtiefe von 24 *Bit* auf die (PCI-)Grafikkarte übertragen und dargestellt (siehe Abbildung 7.7).

Da die gesamte Darstellung per Software gemacht wird (es gibt erst seit etwa einem halben Jahr eine Grafikkarte, die mit der Hardware drei Monitore unterstützt), sind diese Zahlen untere Werte für die Darstellung. Wenn man in Zukunft die Berechnung und die Darstellung in der Hardware lösen kann, erhält man bedeutend höhere Bildraten.



**Abbildung 7.7: Die berechnete Röntgenprojektion einer rechten Herzkranzarterie auf dem Monitor.**

Der in Eigenvektoren zerlegte Hintergrund (siehe Kapitel 6.2.2) kann bei 20 Eigenvektoren mit  $12,6 \pm 0,3$  Bildern pro Sekunde rekonstruiert werden. Dies reicht für die Simulation aus, vor allem da die Anlage nicht ständig gedreht wird.

Falls während einer Projektion sehr viele Aktionen gleichzeitig geschehen und deshalb das Hintergrundbild nicht innerhalb der gegebenen  $80\text{ ms}$  rekonstruiert werden kann, nimmt man das alte Hintergrundbild. Da der Hintergrund nur eine untergeordnete Rolle spielt und Strukturen nicht exakt zu erkennen sind, ist es vernachlässigbar, wenn der Hintergrund mit einer Bildrate von unter 12,5 Bildern pro Sekunde abgebildet wird.

Ein weiteres Problem ist die relativ schlechte Auflösung des Hintergrundes, auf dem man zwar die Wirbelsäule und das Zwerchfell erkennen kann, aber keine weiteren Strukturen. Hier müßte man die Anzahl der Eigenvektoren hochsetzen. Damit würde gleichzeitig auch die Rekonstruktionszeit erhöht werden.

Obwohl die Kardiologen sich nicht an dem Hintergrund stören und ihn als ausreichend bezeichnen, sollte man hier neue Ansätze suchen.

Der Kontrastmittelfluß wird nicht gemäß des Widerstandsnetzwerkes berechnet, da man nicht alle Gefäßabgänge und damit nicht die genauen Parameter für Strömungswiderstand und Druckabfall (siehe Kapitel 6.1.8) kennt. Statt dessen wird der Kontrastmittelfluß vom Durchmesser der Gefäße bestimmt. Dies ist zwar nur eine ungefähre Näherung, für die Simulation aber ausreichend.

## 7.4 Benutzerführung

Damit die Simulation der Realität so gut wie möglich entspricht, wird die Interaktion von Benutzer und Simulationsgerät auf ein Minimum beschränkt.

Die Instrumente, die der Benutzer in der Regel während der Intervention benötigt, sind die Originalinstrumente. Maus und Tastatur benötigt er nur für ganz spezielle Aktionen.

Um die Simulation zu beginnen, muß sich der Benutzer identifizieren. Dies dient zum einen dazu, daß die Lernerfolge eindeutig einem Benutzer zugeordnet werden können, zum anderen sollen nur registrierte Benutzer das System verwenden können. Jeden Benutzer kann man per Passwort schützen.

Anschließend muß der Benutzer einen Patienten auswählen. Danach findet die Interaktion mit dem Simulationssystem fast ausschließlich über Originalinstrumente statt.

Ein Problem der Simulation ist, daß man nicht ein Instrument in den Patienten schieben kann, welches mit all seinen Eigenschaften erkannt wird. Man muß die Parameter jedes Instrumentes, das im Rahmen der Simulation eingesetzt wird, definieren.

Deshalb kann der Benutzer nicht einfach beispielsweise einen Führungsdraht oder Ballonkatheter in das System einführen. Er muß die Parameter dem System vorher übergeben.

Dies geschieht, indem er auf dem Monitor aus einer Liste der definierten Drähte und Ballonkatheter das Modell aussucht, von welchem er glaubt, es sei die beste Lösung für die Aufgabenstellung.

Natürlich muß er die Parameter definieren, *bevor* das Instrument in der Simulation zum Einsatz kommt. Dies kann er mit der Maus über die Menüleiste tun.

Vergißt der Benutzer, die Instrumente vor dem ersten Einsatz auszuwählen, und schiebt den Draht oder Ballon in den Patienten, erscheint automatisch eine Eingabeaufforderung.

Bei den anderen Systemen (VIST und AccuTouch<sup>®</sup> Endovascular Simulator) kann man den Draht/Ballon bewegen, ohne daß diese Eingabeaufforderung erscheint. Da noch keine Parameter definiert wurden, werden die Instrumente folglich nicht in der Projektion dargestellt. Dies verwirrt den Benutzer (gerade einen erfahrenen Kardiologen), der es nicht gewöhnt ist, während der Intervention eine Maus zu benutzen.

Beim CATHI-System sind alle weiteren Aktionen, die im Rahmen der Diagnose/Therapie durchgeführt werden, über die Instrumente steuerbar.

Mausaktionen kommen nur zum Einsatz, wenn man zusätzliche Trainingseffekte einschalten möchte. Darf ein Benutzer lediglich eine maximale Durchleuchtungszeit haben, kann man sie limitieren. Ein zusätzliches Fenster zeigt auf Wunsch, wieviel Kontrastmittel, Röntgenstrahlung und Zeit die Intervention bislang gebraucht hat. Für die eigentliche Intervention sind diese Aktionen nicht notwendig.

Ganz wichtig ist, daß das System alles aufzeichnet und für jeden Benutzer separat speichert. Neben der verbrauchten Kontrastmittelmenge, der Röntgendosis und der Eingriffszeit werden die ausgewählten Instrumentenparameter aufgezeichnet und welche und wie oft Komplikationen aufgetreten sind.

Die Instrumentenparameter umfassen den Durchmesser und den Spitzenwinkel des ausgewählten Führungsdrahtes, Ballondurchmesser und -länge des Ballonkatheters sowie die Zeit und wie stark der Ballon aufgeblasen wurde.

Als Komplikation wird gespeichert, ob und wie oft der Führungsdraht bzw. Ballonkatheter das Ende eines Gefäßes erreicht hat. Auch wenn ein aufgeblasener Ballon bewegt wird (die Gefäßwand kann verletzt werden) oder gar platzt, wird dies als Komplikation aufgezeichnet. Wird der Ballonkatheter über den Führungsdraht hinausgeschoben, wird dies ebenfalls registriert, weil das relativ steife Ende des Ballonkatheters das Gefäß leicht verletzen kann.

Alle Werte können im Excel-Format in einer Datei abgespeichert und in einem Standardprogramm ausgewertet werden (siehe Abbildung 7.8).

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O
1	BL														
2	Datum	Zeit	Patient	Gesamte Röntgenzeit [s]	Gesamter Kontrastmittelverbrauch [ml]	Gesamtpunktzahl	Komplikationen Draht	Komplikationen Ballon	Maximaler Ballondurchmesser [mm]	Maximaler Druck [bar]	Inflationszeit [s]	Gesamte Drahttranslation [mm]	Gesamte Drahtrotation [°]	Gesamte Ballontranslation [mm]	Anzahl Kontrastmittel immer an
3	Tue Jul 15 2003	15:50:49	Übung01	149	58	3	1	0				3078	9474		0
4	Wed Jul 16 2003	14:57:12	Übung01	0	0	0	0	0							0
5	Wed Jul 16 2003	14:58:41	Übung01	96	91	0	0	0				175	2452		0
6	Wed Jul 16 2003	15:29:44	Übung01	213	117	0	0	0	2,64	10	39	268	776	119	0
7	Wed Jul 16 2003	15:44:18	Übung02	236	162	3	1	0	3,12	9	45	391	1086	103	0
8	Wed Jul 16 2003	16:02:54	Übung03	213	95	0	0	0	2,61	9	33	183	590	121	0
9	Thu Jul 17 2003	15:47:47	Übung04	343	149	0	0	0	2,61	9	52	334	3462	92	0
10	Thu Jul 17 2003	16:10:21	Übung05	351	112	0	0	0	2,61	9	33	348	5244	112	0
11	Thu Jul 17 2003	16:30:53	linkeKoronararterie1-03	286	120	0	0	0	2,11	10	39	385	3628	137	0
12	Fri Jul 18 2003	14:56:11	Übung07	127	59	0	0	0	2,61	9	28	172	410	114	0
13	Fri Jul 18 2003	15:07:29	Übung08	0	0	0	0	0							0
14	Fri Jul 18 2003	15:08:54	Übung08	209	90	0	0	0	2,61	9	53	311	3540	113	0
15	Fri Jul 18 2003	15:21:38	Übung09	415	139	3	1	0	2,61	9	32	924	11970	106	0
16	Sat Jul 19 2003	07:26:45	Übung10	485	159	0	0	0				1	29		1
17	Sat Jul 19 2003	07:43:34	Übung10	480	120	6	2	0	2,64	10	27	490	9642	122	0
18	Sat Jul 19 2003	07:58:59	Übung11	0	0	0	0	0							0
19	Sat Jul 19 2003	07:59:34	Übung11	369	105	0	0	0	2,64	10	27	655	3329	96	0
20	Sat Jul 19 2003	08:12:24	Übung12	354	167	0	0	0	2,61	9	64	215	1496	112	0
21	Mon Jul 21 2003	10:36:18	rechteKoronararterie1-01	0	0	0	0	0							0

Abbildung 7.8: Die Ergebnisse

Die Ergebnisse werden in einer Excel-Datei gespeichert und können mit Standardtabellenkalkulationsprogrammen bearbeitet werden.

## 7.5 Erste Ergebnisse

Die Evaluierung des CATHI-Simulators erfolgte an dem Universitätsklinikum Würzburg mit sechs Laien und drei Experten.

Die Laien sind Medizinstudenten im 10. bis 12. Semester und haben noch nie praktisch im Herzkatheterlabor gearbeitet.

Diese Studenten haben insgesamt zwölf Übungen am Simulator durchgeführt. Die ersten neun Übungen dienten zur Einführung in den Simulator. Übung 10, 11 und 12

wurden ebenfalls von den Experten durchgeführt, die vorher nicht am Simulator geübt haben.

Sowohl für die Laien als auch für die Experten wurde die Gesamtzeit [*min*], die Durchleuchtungszeit [*s*], der Kontrastmittelverbrauch [*ml*] und wie oft der Draht an das Gefäßende gestoßen ist, ausgewertet (siehe Tabelle 7.1).

Übung	Gruppe	Gesamtzeit [ <i>min</i> ]	Durchleuchtungszeit [ <i>s</i> ]	Kontrastmittelverbrauch [ <i>ml</i> ]	Gefäßende erreicht
Übung 10	Laien	$8,7 \pm 1,0$	$115,7 \pm 19,8$	$103,3 \pm 44,1$	$0,17 \pm 0,14$
	Experten	$3,7 \pm 1,5$	$94,0 \pm 25,4$	$29,0 \pm 1,0$	$2,0 \pm 0,0$
Übung 11	Laien	$7,8 \pm 1,2$	$110,3 \pm 46,3$	$75,2 \pm 43,1$	0
	Experten	$2,3 \pm 0,6$	$82,0 \pm 16,5$	$30,7 \pm 10,6$	$2,0 \pm 0,0$
Übung 12	Laien	$10,5 \pm 2,2$	$130,8 \pm 17,0$	$109,2 \pm 65,9$	$0,17 \pm 0,14$
	Experten	$5,3 \pm 2,5$	$174,7 \pm 77,9$	$40,7 \pm 26,1$	$1,0 \pm 1,0$

Tabelle 7.1: **Vergleich zwischen Laien und Experten**

Die Abweichung ist die Standardabweichung. Übung 10 ist ein rechtes Koronargefäß (potentiell einfacher) und Übung 11 und 12 sind linke.

Bei der Auswertung fällt auf, daß die Experten bei allen Übungen bedeutend weniger Zeit benötigen als die Laien. Auch der Kontrastmittelverbrauch ist viel geringer, da sie den Gefäßbaum mit wenig Kontrastmittel schnell erfassen können und auch bei der Navigation nur wenig Kontrastmittel benötigen.

Bei der Röntgendurchleuchtung sind die Ergebnisse nicht so unterschiedlich. Bei Übung 12 liegt die Röntgendurchleuchtung der Experten sogar über der der Laien. Dies liegt daran, daß auch die Experten bei komplexeren Gefäßen oftmals länger einen Abgang suchen müssen. Diesen Abgang suchen sie aber, im Vergleich zum Laien, mit viel weniger Kontrastmittel (deshalb der geringere Kontrastmittelverbrauch).

Auch erreichen die Experten häufiger das Gefäßende. Die Laien wurden in den Übungen darauf hingewiesen, bei den Gefäßenden aufzupassen. Experten legen den Draht aber so tief wie möglich in das Gefäß. Da es in der Regel zu keinen Komplikationen führt, wenn der Draht ein Gefäßende (eigentlich bedeutet es ja nur, daß das Gefäß so eng wird, daß es in der Röntgenprojektion nicht mehr sichtbar ist) berührt, achten sie weniger darauf. Zudem bilden Experten oft am Ende des Drahtes Schlingen, damit der Draht stabil im Gefäßsystem liegt. Sie wenden diese Technik auch in der Simulation an. Da sie aber bislang noch nicht implementiert ist, ist das Verhalten des Drahtes in der Simulation anders als in der Realität.

Zudem ist der Weg, den der Ballonkatheter durch den Herzkatheter in der Simulation bis zu den Herzkranzgefäßen geschoben wird, mit zirka 30 *cm* viel kürzer als in der Realität (100 *cm*). Deshalb verschätzen sich Kardiologen oft, und kommen mit dem Ballon am Gefäßende an, weil sie den Ballon gewohnheitsmäßig die Standardstrecke blind in den Herzkatheter schieben.

Die ersten Ergebnisse am Simulator zeigen, daß der Simulator Experten und Laien unterscheiden kann. Auch sieht man deutlich, daß die Laien nach zehnmaligem Üben viel schlechter als die Experten abschneiden.

Als nächsten Schritt muß man nun die Laien häufiger üben lassen, um so die Lernkurve verfolgen zu können.

## 7.6 Beurteilung erfahrener Kardiologen

Erfahrene Kardiologen haben das CATHI-System bei verschiedenen Anlässen ausprobiert. Die allgemeine Meinung ist, daß die Umsetzung gelungen ist und die Handhabung weitgehend der Realität entspricht. Nur beim Kontrastmittel ist die Spritze zu leichtläufig, da das Kontrastmittel viel viskoser als das verwendete Wasser ist. Der Führungsdraht und der Ballonkatheter fühlen sich sehr real an.

Obwohl das Drahtmodell sehr primitiv ist, wird die Drahtnavigation nicht beanstandet. Nur bei der Spitzenmodellierung wurde mehrfach der Wunsch geäußert, die Spitze freier gestalten zu können. Beispielsweise möchten manche Kardiologen einen zweiten Knick haben oder die Spitze zu einem S formen können.

Ein weiterer Punkt war, daß man innerhalb der Stenosen keinen Widerstand spürt. Vor allem der Ballonkatheter geht zu leicht durch die Stenosen. Für weichen Plaque ist dies akzeptabel, aber verkalkte Stenosen brauchen noch eine Reibung.

Auch der Hintergrund, der sehr grob ist, wird nicht beanstandet, sondern als ausreichend bewertet. Die Bildqualität ist zu gut, aber dies ist für Anfänger akzeptabel. Für erfahrene Kardiologen sollte der Hintergrund verrauschter sein.

Allgemein werden die realistische Darstellung und Bewegung der Gefäße gelobt. Auch die Möglichkeit, die Absorption der Gefäße über die Kontrastmittellgabe zu steuern, findet großen Anklang. Es stört auch nicht, daß die Kontrastmittelfront in der Simulation im Gegensatz zur Realität ziemlich genau definiert ist.

Übereinstimmend sagen die Kardiologen aus, daß das gegenwärtige CATHI-System geeignet ist, um dem Anfänger die Grundfertigkeiten für die PTCA zu übermitteln.

Als Erweiterung wird allgemein gewünscht, daß man den Herzkatheter plazieren kann (ab dem Aortenbogen). Dies ist vor allem deshalb sehr wichtig, weil, wenn der Herzkatheter nicht richtig plaziert ist, er aus dem Ostium herausrutschen oder durch den Draht herausgedrückt werden kann.

Weiterhin wünschen sich die Kardiologen das Auftreten von (einfachen) Komplikationen wie Dissektion oder Perforationen. Diese Komplikationen hängen von dem Kontakt des Drahtes mit der Gefäßwand ab und sind deshalb erst dann sinnvoll zu implementieren, wenn das Drahtmodell verbessert worden ist.

Auf der ESC 2003<sup>1</sup> in Wien sind Kardiologen nach ihrer Beurteilung des CATHI-Systems gefragt worden.

---

<sup>1</sup>European Society of Cardiology

Nachdem sie eine PTCA durchgeführt haben, wurden ihnen folgende fünf Fragen gestellt:

1. Verhält sich der Draht/Ballon in der Simulation (in der Röntgenprojektion) so, wie Sie es erwarten (visuelles Feedback)?
2. Fühlt sich der Draht/Ballon beim Schieben so an, wie Sie es erwarten (haptisches Feedback)?
3. Wie realistisch wirkt die Röntgenprojektion bzgl. des Kontrastmittelflusses und des Drahtes?
4. Wie realistisch ist die Herzbewegung auf den Monitoren?
5. Halten Sie das Konzept für eine sinnvolle Ergänzung der Ausbildung?

Die Bewertung der Fragen erfolgt auf einer Skala von 1 bis 5, wobei 1 *sehr schlecht* und 5 *exzellent* bedeutet. Nur die letzte Frage hatte eine Bewertung von 1 bis 3, mit 1 (*nein*), 2 (*keine Meinung*) und 3 (*ja*).

Es wurden insgesamt 43 Kardiologen befragt. Davon haben 23 insgesamt mehr als 300 PTCA's durchgeführt, 8 zwischen 300 und 20 und 12 weniger als 20. Die Umfrageergebnisse sind in Tabelle 7.2 eingetragen.

Gruppe	Frage 1	Frage 2	Frage 3	Frage 4	Frage 5
mehr als 300 PTCA's	3,7	3,7	4,2	4,0	2,9
zwischen 20 und 300 PTCA's	4,0	4,3	4,1	4,4	2,9
weniger als 20 PTCA's	4,2	3,8	4,7	4,5	3

Tabelle 7.2: **Die Ergebnisse einer Umfrage auf der ESC 2003 in Wien**

Als Kritikpunkte bei der ersten Frage nach dem Verhalten des Drahtes und Ballons in der Röntgenprojektion wurde angemerkt, daß man manchmal zu einfach in die entsprechenden Gefäße hineinkommt (vor allem bei der rechten Herzkranzarterie) und daß der Draht in der Realität runder ist und weniger Ecken hat.

Bei der zweiten Frage nach der Haptik wurde der Führungsdraht allgemein gelobt. Es wurde nur bemängelt, daß man mit dem Ballonkatheter keinen Widerstand in den Stenosen spürt. Da aufgrund technischer Probleme der Herzkatheter, der als Führungsschiene für Draht und Ballon in das System dient, manchmal einige Knicke aufgrund des Gebrauchs hatte, war die Reibung des Ballonkatheters manchmal sehr hoch und wurde auch von den Kardiologen kritisiert. Der Herzkatheter mußte deshalb von Zeit zu Zeit ausgetauscht werden.

Bei der vierten Frage nach der Realität der Herzbewegung wurde als einziger Kritikpunkt angemerkt, daß das Herz in der Realität nicht so regelmäßig schlägt.

Fast alle Benutzer haben einstimmig das Konzept gelobt und es als sinnvolle Ergänzung für die Ausbildung gesehen.

## 7.7 Grenzen der Simulation

Jede Simulation stößt irgendwann an ihre Grenzen. Auch bei den sehr weit entwickelten Flugsimulatoren gibt es immer wieder Situationen, in denen man die Realität nur bedingt simulieren kann. Es ist wichtig, diese Grenzen zu kennen und zu respektieren.

Die Simulationssysteme in der Medizin stehen noch am Anfang der Entwicklung und unterscheiden sich oft noch sehr stark von der Realität.

Auch das CATHI-System entspricht in vielen Punkten noch nicht der Realität. Abgesehen von dem Problem der Materialauswahl (siehe Kapitel 6.5 und 7.4), ist das Katheter-/Drahtmodell noch zu primitiv. Es erlaubt zwar ein erstes Gefühl für die Navigation. Die realen Bewegungen sind aber sehr weit von diesem Modell entfernt. So kann sich der Führungsdraht an starken Biegungen oder Stenosen nicht aufstellen. Auch kann der Führungsdraht keine Schleifen bilden, wie es manchmal versehentlich, manchmal aber auch absichtlich passiert.

Die Führungsdraht- bzw. Ballonkatheterparameter wie Spitzenbiegung oder Ballonlänge automatisch im Eingabesystem zu detektieren, ist in der Simulation nur mit unverhältnismäßig hohem Aufwand zu realisieren. Und alles kann auch nicht detektiert werden (wie beispielsweise der Ballondurchmesser des zusammengefalteten Ballons).

Deshalb muß man dem System die Parameter über Interaktionen mitteilen. Instrumente, deren Parameter dem System nicht bekannt sind, können zwar verwendet werden, aber es werden andere, bekannte Parameter verwendet.

Gibt es in der Simulation beispielsweise nur Ballonkatheter der Firma *B/Braun*, es werden aber Ballonkatheter der Firma *Translumina* eingesetzt, bekommen diese die Parameter und Compliance Charts von *B/Braun* zugewiesen, auch wenn sie in der Realität ganz andere Werte haben.

Eine weitere große Abweichung von der Realität ist das Flußmodell des Kontrastmittels. Das Kontrastmittel mischt sich nicht instantan an der Einspritzstelle, sondern bildet, da es sehr viskos ist, zunächst Schlieren. Auch ist der Fluß an der Einspritzstelle nicht laminar.

Die Vereinfachung eines homogenen, laminaren Blut-Kontrastmittelgemischs entspricht deshalb nicht den realen Gegebenheiten, führt aber zu Ergebnissen, die von Kardiologen ohne Diskussion akzeptiert werden.

Was die Kardiologen am Anfang verwirrt, ist die Tatsache, daß der Inflator nicht direkt an den Ballonkatheter angeschlossen wird, sondern über einen separaten Schlauch in das Simulationssystem führt. Diese Einschränkung dient in erster Linie dem Schutz des Eingabegeräts gegen Flüssigkeitsaustritt bei Platzen des Ballons (siehe Kapitel 6.3.2).

Auch beim Einspritzen des Kontrastmittels gibt es Grenzen der Simulation. Da der Durchflußmesser auf einem Kolben-Gegenkolbenprinzip beruht, kann nicht jede Technik auf die Simulation übertragen werden. Kardiologen, die gewöhnt sind, von dem Katheterlaborpersonal gefüllte Spritzen gereicht zu bekommen, stoßen bei dieser Methode schnell an die Grenzen der Simulation, wenn die Menge des injizierten Kontrastmittels die Füllmenge des Auffangbehälters übersteigt (siehe Kapitel 6.3.2). Als



Lösung könnte man den Auffangbehälter mit einem Abfluß versehen. Diese Methode ist aber sehr aufwendig.

Eine weitere Einschränkung sind die Dimensionen des Patienten. Da nicht sämtliche Gefäße des Patienten in einer für die Simulation verfügbaren Form vorliegen, ist es beispielsweise nicht möglich, in andere Gefäße als die Herzkranzgefäße zu gelangen.

Wenn man die Gefäße im Gehirn untersuchen möchte, kann man dies basierend auf einem speziellen Datensatz auch machen. Aber in einem Datensatz sämtliche Gefäße des Körpers zusammenzufassen, ergibt zur Zeit eine zu große Datenmenge. Deshalb muß man sich zu Beginn der Intervention entscheiden, welche Gefäße man selektieren möchte und kann nicht während der Intervention statt der Herzkranzgefäße die Leber sondieren wollen.

Auch die Punktion an der Leiste mit all den verschiedenen Freiheitsgraden, die man beim Ansetzen der Nadel hat, und eine realistische Krafrückkopplung ist nur mit extrem hohen Anstrengungen umsetzbar. Deshalb gibt es nur eine sehr beschränkte Zugangsmöglichkeit (in der Regel über die rechte Leiste). Es ist zwar durchaus möglich, auch einen brachialen Zugang zu haben, dieser muß aber softwaremäßig in die Simulation eingearbeitet werden.

## 7.8 Vergleich des CathI-Systems mit anderen Systemen

Die Informationen über andere Systeme sind unvollständig, da kaum Publikationen vorliegen. Deshalb findet hier die Beurteilung der anderen Systeme aufgrund eigener Erfahrungen statt (VIST-System August 2003, Prototyp von AccuTouch<sup>®</sup> Juli 2003).

Das Hauptunterscheidungsmerkmal zwischen dem CATHI-System und den anderen Systemen ist, daß CATHI mehr als nur die Anforderungen eines Tasktrainers erfüllt.

Der Schwerpunkt der anderen intervaskulären Simulationssysteme ist die Manipulation der Katheter in dem Patienten. Die Manipulation der anderen Instrumente spielt nur eine untergeordnete Rolle.

So kann man beim VIST-System (siehe Kapitel 4.5.2) die Anlage nur per Maus durch Anklicken verschiedener Symbole steuern. Die Drehung des C-Bogens bei AccuTouch<sup>®</sup> erfolgt mit einem Joystick, aber der Tisch wird beispielsweise ebenfalls mit einem Joystick gesteuert, in der Realität nicht. Diese Aktionen, die ein Kardiologe im Herzkatheterlabor durchführt, werden bei CATHI über Originalinstrumente gesteuert.

Alle anderen Systeme simulieren nur eine monoplane Anlage, das heißt, sie haben nur einen C-Bogen. Das Erlernen des Benutzens zweier Projektionsebenen ist nicht möglich. Der Vorteil zweier Projektionsebenen ist, daß man schneller arbeiten kann, da man die Anlage nicht ständig neu einstellen muß. Nur das CATHI-System bietet die Möglichkeit, sowohl eine biplane als auch eine monoplane Anlage zu simulieren.

Die grafische Darstellung der Gefäße erfolgt bei allen anderen Systemen über OpenGL. Je nachdem, ob die Gefäße mit Kontrastmittel gefüllt sind oder nicht, bekommen sie einen Grauwert zugewiesen. Dieser Grauwert ist weder von dem Gefäßdurchmesser abhängig (alle Gefäße sind gleich grau), noch von der Einspritzgeschwindigkeit des

Kontrastmittels. Somit hat der Benutzer nicht die Möglichkeit, eine sparsame Dosierung des Kontrastmittels zu erlernen.

*VIST* hat zwar mittlerweile eine Anpassung an den Kontrastmittelfluß eingebaut, aber die Gefäße werden sowohl beim Entleeren als auch beim Füllen der Spritze mit Kontrastmittel gefüllt. Auch ist die Durchflußmessung noch nicht ausgereift.

Das *CATHI*-System ist das einzige, welches den Absorptionskoeffizienten der Gefäße und bei verschiedenen Einspritzgeschwindigkeiten verschiedene Absorptionen berücksichtigt.

Sowohl *AccuTouch*<sup>®</sup> als auch *VIST* benutzen als „Kontrastmittel“ Luft. Da Luft kompressibel ist, reagiert der Kontrastmittelfluß in der Projektion immer erst mit einer gewissen Verzögerung. Darüber hinaus fühlt sich eine mit Luft gefüllte Spritze anders als eine mit Flüssigkeit gefüllte an. Da das *CATHI*-System eine mit Wasser gefüllte Spritze verwendet, liegt hier ein höherer Realitätsgrad vor.

Aufgrund der Darstellungsart ist es beim *VIST*-System nicht möglich, die mit Kontrastmittel gefüllten Gefäße gleichzeitig in Echtzeit zu rotieren. Der Benutzer hat nicht die Möglichkeit, verschiedene Projektionswinkel unter Kontrastmittelfluß in Echtzeit zu erleben und lernt so nicht die schnelle und sichere Einstellung der Projektionsebenen.

*AccuTouch*<sup>®</sup> basiert auf dem Visible Human/ Visible Female Datensatz, der künstlich animiert ist. Die Animation beschränkt sich auf eine Pumpbewegung des Herzens und entspricht in keiner Weise der komplexen Bewegung realer Koronararterien. *VIST* verwendet mittlerweile 4D-CT- oder MR-Datensätze, aber die Bewegung während der Systole ist dabei nicht realistisch genug.

Da das *CATHI*-System auf realen Daten basiert, entspricht auch die Animation der Koronargefäße der realen Bewegung.

Alle Systeme starten mit dem Einführen des Herzkatheters. Dabei können sowohl bei *VIST* als auch bei *AccuTouch*<sup>®</sup> der Herzkatheter, der Führungsdraht und der Ballonkatheter vollständig aus dem System herausgezogen werden. Führt man diese in das System ein, muß man sie fixieren (*AccuTouch*<sup>®</sup>) oder sie werden automatisch fixiert (*VIST*). Bei *CATHI* kann der Führungsdraht wegen der optischen Trackingvorrichtung nicht entfernt werden. Dieser Punkt ist nicht wesentlich, weil der Führungsdraht zu Beginn in den Herzkatheter eingeführt wird und diese manuelle Fertigkeit des Einfädelns auch ohne Simulationsgerät (und Patient!) geübt werden kann.

Zunächst wird bei *AccuTouch*<sup>®</sup> und *VIST* der Herzkatheter ausgewählt. Es stehen verschiedene Modelle zur Auswahl, die durch die Aorta bis zu den Herzkranzgefäßen vorgeschoben werden müssen. Der Kardiologe lernt so die Sondierung der Herzkranzgefäße. Dies hat zudem noch den Vorteil, daß der Kardiologe selbst entscheiden und gezielt die linke oder die rechte Herzkranzarterie auswählen kann. Da beim *CATHI*-System der Herzkatheter bereits in den Herzkranzgefäßen liegt, ist dies nicht möglich.

Weiterhin hat das Sondieren mit dem Herzkatheter den Vorteil, daß der Benutzer lernt, den Katheter gut zu plazieren, damit er nicht wieder aus dem Gefäß hinausrutscht. Dieser Punkt ist besonders wichtig, weil der Führungsdraht oder Ballonkatheter manchmal eine Spannung aufbaut, die den Herzkatheter wieder aus den Herzkranzgefäßen

herausdrückt.

Diese Aktionen kann man beim CATHI-System zur Zeit noch nicht üben, weil das entsprechende Kathetermodell noch nicht vorliegt, eine Erweiterung mit einem physikalisch exakten, echtzeitfähigen Kathetermodell ist aber problemlos möglich.

Durch den liegenden Herzkatheter wird zuerst der Führungsdraht geschoben. Dazu muß man zunächst einen Führungsdraht per Maus aussuchen. Es gibt dabei bei AccuTouch<sup>®</sup> und VIST verschiedene Führungsdrähte mit verschiedenen, vorgebogenen Spitzen zur Auswahl. Ein Anpassen der Spitzenbiegung an die jeweilige Geometrie ist zur Zeit noch nicht möglich. Ob die verschiedenen Drähte sich auch unterschiedlich verhalten, konnte nicht beurteilt werden.

CATHI erlaubt ebenfalls eine Drahtauswahl, allerdings sind die Drähte nicht vorgebogen, sondern der Benutzer muß selbst die Winkel bestimmen. Da in das Drahtmodell die Drahtparameter zur Zeit nicht einfließen und nur der Spitzenwinkel einen Einfluß auf die Navigation hat, werden verschiedene Drähte mit verschiedenen physikalischen Eigenschaften in der Simulation bislang gleich behandelt.

Durch Rotations- und Translationsbewegungen navigiert man mit dem Draht durch die Gefäße. Wie gut die Drahtmodelle von AccuTouch<sup>®</sup> und VIST sind, ist schlecht zu beurteilen. Bei AccuTouch<sup>®</sup> werden Draht und Ballon komplett vom Kontrastmittel überlagert, so daß die Lage des Drahtes innerhalb der Gefäße nicht beurteilt werden kann. An manchen Stellen verläuft der Draht jedoch außerhalb der Gefäße. Bei VIST sieht man mittlerweile den Draht in dem mit Kontrastmittel gefüllten Gefäß. Stellenweise verläuft der Draht aber außerhalb des Gefäßes, und die Lage innerhalb des Gefäßes entspricht auch nicht der realen. Beispielsweise gibt es viel zu wenig Wandkontakte vor allem in Gefäßbiegungen. Zudem ist das Modell von VIST nur bedingt echtzeitfähig (man darf die Instrumente nicht zu schnell schieben).

Wenn man das Modell des Herzkatheters betrachtet, fällt auf, daß die Bewegung mit realen Bewegungen des Herzkatheters häufig nicht übereinstimmt. Deshalb ist die Platzierung des Herzkatheters im Ostium extrem schwierig. Da der Draht vermutlich auf den gleichen Berechnungen beruht, bedeutet dies auch, daß das Drahtmodell noch nicht hinreichend realistisch ist.

Gegen ein komplexes Drahtmodell bei AccuTouch<sup>®</sup> und VIST spricht, daß man jedes Gefäß ohne Probleme erreichen kann und der Draht weder Schlingen bildet noch sich zurückwindet.

Beim AccuTouch<sup>®</sup>-System ist es möglich, Dissektionen zu verursachen. Das bedeutet, daß das Drahtmodell komplexer als ein einfaches Mittellinienmodell sein muß. Allerdings sind diese Dissektionen nicht realitätsgetreu. So führte eine Hauptstammdissektion bei AccuTouch<sup>®</sup> innerhalb weniger Minuten zum Tod des Patienten, obwohl weiterhin Kontrastmittel durch die Gefäße floß und damit der Hauptstamm nicht verschlossen sein konnte. Ein nicht oder nur schlecht durchbluteter Hauptstamm war aber die Ursache für den Tod des Patienten.

Das Schieben des Führungsdrahtes fordert bei beiden Systemen bedeutend mehr Kraft als in der Realität. Dies liegt am mechanischen Trackingsystem. Der Führungsdraht wird in einen Teleskoparm eingespannt, der eine nicht vernachlässigbare Trägheit be-

sitzt (*VIST*).

Ein weiterer Nachteil vom mechanischen Tracking ist ein hoher Schlupf. Wenn man den Draht schnell in den Patienten einführt, korrespondiert die Drahtlänge in der Projektion nicht mit der real eingeführten. Dies ist besonders beim *VIST*-System auffällig.

Obwohl das CATHI-System aufgrund des optischen Trackings nicht das Problem der Reibung hat, kann auch bei optischen Systemen ein Schlupf nicht ganz vermieden werden. Dieser Schlupf ist geschwindigkeitsabhängig. Wird der Draht mit unter  $20 \text{ cm s}^{-1}$  geschoben, beträgt die Abweichung unter 1%.

Beide Systeme besitzen ein Force-Feedbacksystem, welches bei Stenosen eine Kraft auf den Draht überträgt. Ob auch sonst eine Krafrückkopplung erfolgt, ist schwer zu beurteilen, da die „Grundreibung“ zu hoch ist.

Diese Krafrückkopplung ist bei CATHI aufgrund des einfachen Drahtmodells noch nicht implementiert, ist aber vorgesehen.

Da bei AccuTouch<sup>®</sup> und *VIST* die Stenosen ohne Probleme mit dem Führungsdraht passiert werden können, sind die Stenosemodelle nicht komplex. Die Stenosen werden wahrscheinlich wie beim CATHI-System einfach durch Verengung des Gefäßradius modelliert (konzentrische Stenosen). Verschiedene Plaquearten (weich oder hart) in der Stenose scheinen keinen Einfluß auf die Passierbarkeit und das Aufdehnen zu haben.

Beide Systeme haben Ballon- und Stentkatheter zur Auswahl, im Gegensatz zum CATHI-System, welches zur Zeit nur Ballonkatheter anbietet. Die Navigation des Ballons aller Systeme ist vergleichbar.

Beim AccuTouch<sup>®</sup>-System fällt auf, daß man bestimmte Aktionen nicht durchführen kann. Versucht man beispielsweise ein Gefäß weit zu überdehnen, bricht die Simulation mit einer Meldung ab, daß diese Handlung nicht zulässig ist.

Wenn man den Ballon zum Platzen bringt und deswegen eine Dissektion hervorruft, verstirbt der Patient in wenigen Minuten, obwohl der Kontrastmittelfluß nicht beeinträchtigt und deshalb der Herzmuskel weiterhin durchblutet wird.

Obwohl AccuTouch<sup>®</sup> und *VIST* beide ein EKG auf dem Bildschirm anzeigen, ist dieses nicht mit der Herzbewegung (der Projektion) gekoppelt.

Beide Systeme bieten zusätzlich eine 3D-Sicht auf die Herzkranzgefäße an, eine Option, die CATHI noch nicht besitzt.

# Kapitel 8

## Zusammenfassung und Ausblick

### 8.1 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war, ein Trainingssystem für Katheterinterventionen in der Kardiologie zu entwickeln. Dieses soll dem Kardiologen die Möglichkeit eröffnen, die für die Operation notwendigen Handgriffe sowie die dazu wesentliche räumliche Vorstellung für Kathetereingriffe am virtuellen Patienten zu erlernen und zu perfektionieren.

Erfahrungen mit Simulationssystemen in der Luftfahrt haben gezeigt, daß der Lerneffekt um so größer ist, je besser der Simulator die Realität abbildet.

Ein realitätsnaher Kardiotrainer muß folglich das Katheterlabor mit allen Instrumenten so realistisch wie möglich wiedergeben. Die Röntgenprojektionen müssen realitätsnah simuliert werden, die Haptik der Instrumente soll der realen entsprechen, und die Modelle für die Gefäße, den Draht und den Katheter sollen dem wahren physikalischen Verhalten möglichst nahe kommen.

Im Rahmen meiner Dissertation habe ich ein kardiologisches Trainingssystem CATHI (**C**atheter **I**nstruction **S**ystem) anhand dieser Spezifikationen entwickelt. Innerhalb der vorgegebenen drei Jahre habe ich ein komplettes System programmiert, das vergleichbar und in vielen Aspekten kommerziellen Geräten sogar überlegen ist.

Das CATHI-System wurde auf verschiedenen Messen und Kongressen sowie bei Firmen und Kliniken mit großem Erfolg präsentiert. Es wird zur Zeit an einem kommerziellen Trainingszentrum und einer Universitätsklinik evaluiert. Das System ist so weit ausgereift, daß es als Produkt einer Spin-off-Firma dient. Aufgrund dieses Produktes wird diese Firma vom Land Baden-Württemberg gefördert.

Die Software von CATHI umfaßt ca. 200000 Zeilen Code. Dabei habe ich – vor allem aufgrund des Umfangs der Arbeit – den Schwerpunkt darauf gelegt, daß ein komplettes, in der Praxis nutzbares Gerät zur Verfügung steht. Insofern wurden manche Komponenten nur soweit entwickelt, daß sie die notwendigen Funktionen gewährleisten. Das führte dazu, daß nicht alle Aspekte in Perfektion berücksichtigt werden konnten.

CATHI hat bereits jetzt einen sehr hohen Realitätsgrad, da die Interaktion des Benut-

zers mit dem System über Originalinstrumente des Katheterlabors erfolgt. Neben dem Führungsdraht und dem Ballonkatheter benutzt der Kardiologe auch eine mit Flüssigkeit gefüllte Spritze für das Kontrastmittel und einen Inflator, um den Ballon zu dilatieren.

Die virtuelle Röntgenanlage steuert der Kardiologe über originale Eingabekonsolen von Siemens oder Philips. Die Handhabung dieser Geräte entspricht genau der im Katheterlabor.

Da das CATHI-System sowohl eine monoplane als auch eine biplane Anlage simuliert, können die Kardiologen das Arbeiten mit beiden Konfigurationen erlernen.

Auf den Monitoren werden die Röntgenbilder gemäß den Anlageparametern in Echtzeit dargestellt. Auf dem Röntgenhintergrund, der den Rotations- und Angulationswinkeln entspricht, werden die Gefäße und der Draht/Ballon abgebildet. Dabei werden allerdings weder die Atmung noch die Herzbewegung (der Schatten des Herzmuskels) berücksichtigt.

Da die morphologischen Modelle der Herzkranzgefäße aus Originaldaten segmentiert und rekonstruiert werden, verwendet das CATHI-System realistisch animierte Gefäße. Abhängig von der Konzentration des eingespritzten Kontrastmittels werden die Gefäße in dem Röntgenbild dargestellt. Die Kontrastmittelkonzentration wird dabei über die Einspritzgeschwindigkeit gesteuert.

Das verwendete Kathetermodell verläuft auf der Gefäßmittellinie und berücksichtigt bislang keine Torsionen. Da die Drahtmodelle nicht mit der Gefäßwand wechselwirken, treten auch keine Reibungskräfte auf. Deshalb nutzt das CATHI-System zur Zeit noch nicht ein in das Eingabegerät probeweise eingebautes Force-Feedback-System.

Aus dem gleichen Grund sind auch keine Komplikationen wie Dissektion oder Perforation integriert. Diese ergäben sich aus der physikalischen Simulation der Kräfte des Katheters, die auf die Wand wirken. Die Simulation dieser physikalischen Kräfte ist Bestandteil einer momentan laufenden Doktorarbeit, genauso wie die Entwicklung eines Programms, das moderne Methoden der Bildverarbeitung nutzt, um die von mir programmierte halbautomatische Gefäßextraktion sowie 3D-Modellierung vollständig zu automatisieren.

Bei der Konzeption der in C++ geschriebenen Software wurde darauf geachtet, daß das System möglichst modular aufgebaut ist. Dies erlaubt es, Komponenten zu verändern, auszutauschen oder zu erweitern, ohne das gesamte System neu programmieren zu müssen. Deshalb sind zukünftige Entwicklungen einfach in das bestehende System zu integrieren.

Zusammenfassend kann man sagen, daß das CATHI-System, wie es im Rahmen dieser Arbeit entwickelt wurde, dem Anfänger die Gelegenheit gibt, die Diagnose und die Therapie für Katheterinterventionen zu erlernen.

## 8.2 Ausblick

Obwohl das CATHI-System dem Benutzer einen ersten Eindruck des Eingriffes vermittelt, kann es an vielen Stellen noch verbessert werden. Da das CATHI-System als flexibles, modulares und erweiterbares System konzipiert wurde, sind Erweiterungen und Änderungen problemlos integrierbar.

Eine wichtige zukünftige Weiterentwicklung ist die Implementierung eines echtzeitfähigen Kathetermodells. Dieses Modell müßte die physikalischen Eigenschaften des Katheters berücksichtigen. Beim Einsatz etwa eines Feder-Masse-Modells könnte die Federhärte zwischen den Drahtsegmenten von der Steifigkeit des Katheters oder Drahts bestimmt werden.

Dieser Aufbau würde es erlauben, jeden beliebigen Katheter bzw. Draht durch das Modell zu repräsentieren. Bei einem Draht, dessen Steifigkeit von der sehr flexiblen Spitze bis zu dem relativ starren Ende zunimmt, bekommen die verschiedenen Verbindungsstücke verschiedene Parameter zugeordnet. Vorgebogene Spitzen oder Rundungen des Katheters könnten ebenfalls in dieses Modell mit einfließen.

Für die Implementierung stehen mehrere Möglichkeiten zur Verfügung, der Ansatz der Energieminimierung, ein Variationsansatz (Finite Elemente) oder die Euler-Lagrange-Differentialgleichung.

Bei der Wechselwirkung Katheter oder Draht mit der Gefäßwand sind vor allem friktionale Kräfte zu berücksichtigen (Reibung an den Kontaktflächen, Blockaden bei Kollisionen). Die Übertragung dieser auf die Eingabegeräte wirkenden Kräfte könnte somit über eine Bremse im Eingabsystem ohne weiteres realisiert werden, deren Anpresskraft sich über einen Stellmotor digital regeln läßt. Über die Reibungskoeffizienten von Draht bzw. Katheter kann die gewünschte Reibungskraft aufgebracht werden. Weitere signifikante Kräfte treten in der Intervention nicht auf.

Berücksichtigt man nicht nur die elastomechanischen Parameter des Drahtes, sondern auch die der Gefäßwand, lassen sich Gefäßdeformationen und Komplikationen wie Dissektion, Perforation oder Spasmen simulieren. Wenn die Gefäßparameter darüber hinaus noch mit dem Herzmodell gekoppelt sind, kann man sogar Herzrhythmusstörungen induzieren. Damit wären alle wesentlichen Komplikationen in dem System integriert.

Neben dem Kathetermodell sollte auch das Stenosenmodell erweitert werden. Zur Zeit sind nur konzentrische, kreisförmige Stenosen implementiert. Als Erweiterung könnte man exzentrische und elliptische Stenosen hinzufügen. Wenn man die Stenose noch durch verschiedene Wandparameter beschreibt (Verkalkungsgrad der Stenose), erhält man ein Maß, wie gut und wie weit man die Stenose dilatieren kann. Diese Modell beinhaltet aber auch die Möglichkeit, eine Dissektion während der Ballondilatation zu beschreiben.

Über das oben beschriebene Force-Feedback-System kann man auf den Draht oder Ballonkatheter Reibungskräfte innerhalb der Stenose übertragen. Auf diese Weise erhält der Benutzer ein realistisches Gefühl, wenn er eine Stenose passiert.

Für die Hintergrunddarstellung bietet sich die Alternative des direkten Volume-Texture-

Mapping unter Verwendung moderner Graphikkartenarchitekturen an. Diese erlauben eine sehr realistische Simulation der Röntgenprojektion für statische oder sich wenig bewegende dynamische Objekte. Eine solche Implementierung ist vor kurzem fertiggestellt worden.

Schließlich ist auch zu prüfen, ob die noch realitätsnähere Darstellung der Röntgenprojektion sinnvoll ist. Beispielsweise wären das Absorptionsverhalten bei verschiedenen Beschleunigungsspannungen und das Rauschen bei den verschiedenen Röntgendosen zu berücksichtigen, was im Wesentlichen ohne weiteres auf der Graphikkarte umgesetzt werden kann. Ein weiterer Aspekt ist die Streustrahlung, die man z.B. durch Glättungsfilter realisieren könnte.

Ein weiterer, für die Zukunft des Systems wichtiger Punkt ist die Automatisierung der Datengewinnung aus normalen Biplanangiofilmen. In der von mir implementierten Version ist vor allem bei der Segmentierung und bei der Rekonstruktion noch ein gutes Stück Handarbeit notwendig. Bei der Segmentierung der Gefäße aus den Röntgenprojektionen werden bisher Eigenschaften wie der Grauwert und die Vesselness berücksichtigt und mit einem linearen Klassifikator separiert. Eine andere Alternative, die gerade untersucht wird, ist die direkte Rekonstruktion eines 3D-Modells mittels aktiver Flächen unter Verwendung dieser Indikatoren für ein Gefäß.

Schließlich führte das System zu einer solch großen Resonanz, daß Nachfragen hinsichtlich der Anwendung in der Radiologie und speziell der Neuroradiologie aufkamen, wo im Prinzip gleiche Problemstellungen zu betrachten sind (die Strukturen sind dabei allerdings statisch im Vergleich zu dem sich bewegenden Herzen). Eine direkte Anwendung bedürfte hierbei lediglich eines neuen Gefäßmodells.



# Anhang A

## Strahlenschutz

### A.1 Strahlendosis

Die energiereichen ionisierenden Röntgenstrahlen führen beim Auftreffen auf Materie zu physikalischen Prozessen. Diese Reaktionen bedingen bei lebendem Gewebe Störungen der Zelltätigkeit, zum Zelluntergang und damit zu funktionellen und morphologischen Veränderungen.

Die *Ionendosis*  $I$  [ $J$ ] definiert, wieviel elektrische Ladung  $\delta Q$  pro Masseneinheit Luft  $\delta m_{Luft}$  unter Normalbedingungen durch die Strahlung erzeugt wird;

$$I = \frac{\delta Q}{\delta m_{Luft}}$$

Eine wichtige Größe ist die *Energiedosis*  $D$ , die angibt, wieviel Energie  $\delta E$  aus der ionisierenden Strahlung von einem Masseelement  $\delta m$  der bestrahlten Materie absorbiert wird:

$$D = \frac{\delta E}{\delta m}$$

Die Einheit der Energiedosis ist *Gray* ( $1 [Gy] = 1 [J kg^{-1}]$ ).

Der Effekt der Strahlung hängt aber nicht nur von dem Betrag der absorbierten Energie ab, sondern auch stark von der zeitlichen Verteilung. Die Energiedosis pro Zeiteinheit ist die *Energiedosisleistung*  $\dot{D}$  [ $Gy s^{-1}$ ] und ist definiert als:

$$\dot{D} = \frac{\delta D}{\delta t}$$

Bei niederenergetischer Photonenstrahlung wird anstelle der Energiedosis die Größe  $K$  (*Kerma* = **K**inetic **E**nergy **R**elased on **M**aterial) benutzt mit

$$K = \frac{\delta E_{trans}}{\delta m},$$

wobei  $\delta E_{trans}$  die auf ein geladenes Sekundärteilchen übertragene Energie ist.

Die Dosis und damit die Strahlenbelastung nimmt quadratisch mit dem Abstand  $r$  ab ( $D \sim \frac{1}{r^2}$ ). Dies bedeutet, daß bei doppelter Entfernung sich die Strahlenbelastung auf ein Viertel reduziert. Deshalb sollte der Patient immer so nahe wie möglich am Bildverstärker liegen.

## A.2 Biologische Strahlenwirkung

Der biologische Schaden ist darauf zurückzuführen, daß Zellmaterie durch die Strahlung ionisiert und/oder angeregt wird. Dabei kann das getroffene Molekül zerbrechen. Diese Moleküle reagieren chemisch anders als das Ursprungsmolekül.

Zwar können diese Moleküle repariert oder durch den Stoffwechsel aus der Zelle entfernt werden, aber wenn das Abwehr- und Reparatursystem versagt oder überfordert wird, kommt es zu Strahlungsschäden, die sofort oder erst nach längerer Zeit offenbar werden.

Man unterscheidet zwischen *somatischen*, die nur bei dem bestrahlten Individuum auftreten, und *genetischen* Schäden, von denen nicht nur die direkten Nachkommen sondern auch spätere Generationen betroffen sind. Die somatischen Schäden werden in *Früh-* und *Spätschäden* unterteilt; die Spätschäden nochmals in *maligne* (bösartig) und *nicht-maligne* (nicht bösartige).

Die Strahlenschäden sind nicht nur mit der empfangenen Energiedosisleistung verknüpft (siehe Kapitel A.1). Eine große Rolle spielt die Art der Strahlung und die räumliche Verteilung über den Organismus, da die verschiedenen Organe unterschiedlich empfindlich sind.

Unterschiedliche Arten von Strahlung haben eine unterschiedliche Ionisationsdichte. So übertragen beispielsweise  $\alpha$ -Strahlen pro Bahnlänge 20 mal mehr Energie auf das durchstrahlte Gewebe als Röntgenstrahlen. Dieser Energieübertrag heißt auch *LET* (Linearer Energie Transfer). Gleiche Energiedosen und Energiedosisleistungen verschiedener Strahlungsarten können höchst unterschiedliche biologische Wirkungen haben.

Deshalb definiert man die *relative biologische Wirksamkeit RBW*, die das Verhältnis der Dosis einer Standardstrahlung  $D_{Standard}$  (200 kV Röntgenstrahlung) zu der Dosis  $D$  der untersuchten Strahlenart, die zum identischen biologischen Effekt führt, beschreibt:

$$RBW = \frac{D_{Standard}}{D}$$

Die Standarddosis  $D_{Standard}$  wird die *Äquivalentdosis* genannt. Die Einheit der Äquivalentdosis ist *Sievert* ( $1 [Sv] = 1 [J kg^{-1}] = 1 [Gy]$ ), die Einheit der relativen biologischen Wirksamkeit folglich  $[Sv Gy^{-1}]$ . Oder mit anderen Worten: 1 Sv einer bestimmten Strahlung führt zu der gleichen biologischen Wirkung wie 1 Gy Röntgenstrahlung mit der Quantenenergie von 0,2 MeV.

Früher wurde die relative biologische Wirksamkeit durch den Bewertungsfaktor  $Q$  ausgedrückt, der sich aus rein physikalischen Berechnungen ergeben hat. Während

der Bewertungsfaktor für Röntgen-,  $\gamma$ - und  $\beta$ -Strahlen mit dem Wert 1 definiert wurde, liegt er für Neutronenstrahlung bei 10 und für  $\alpha$ -Strahlung und schwere Ionen gar bei 20.

Seit kurzem gehen auch biologische Erfahrungswerte und biophysikalische Überlegungen ein. Trotz dieser neuen Annahmen sind aber die Abweichungen der relativen biologischen Wirksamkeit gegenüber dem alten  $Q$ -Faktor nur geringfügig.

Moderen Verfahren der digitalen Bildradiographie reduzieren die Strahlenbelastung der Patienten um 50% und mehr. Heutzutage liegt die mittlere Strahlenbelastung durch medizinische Strahlenanwendungen bei etwa  $1,5 \text{ mSv a}^{-1}$ .

Bei den 220.000 Bürger, die in der Bundesrepublik Deutschland pro Jahr an Krebs sterben, liegt die Ursache bei 4% Prozent (9.600 Bürger) an der natürlichen und bei 1,5% (3.000 Bürger) an der medizinischen Strahlenbelastung [84].

### A.3 Dosisflächenprodukt

Die wichtigste Dosisgröße für die Messung im Nutzstrahlenfeld ist die Luftkerma  $K_a$  (siehe auch Kapitel A.1). Sie beschreibt die kinetische Energie der geladenen Sekundärteilchen pro Luftmasse und entspricht in etwa der Einfalldosis [145].

Das Dosisflächenprodukt  $F$  [ $\text{Gy cm}^2$ ] ist nur von der Größe des Nutzstrahlenfeldes abhängig und ist unabhängig von dem Abstand (und damit der Fläche des divergierenden Strahlenbündels).

$$F = \int_S K_a * dS$$

### A.4 Strahlenschutz

Röntgenuntersuchungen sollten grundsätzlich nur angewendet werden, wenn es notwendig ist. Und dann sollten sie mit einer möglichst geringen Dosis auskommen.

Entsprechend der EU-Richtlinien ist der Grenzwert der effektiven Dosis 2002 für beruflich exponierte Arbeitskräfte von 50 auf  $20 \text{ mSv}$  im Kalenderjahr abgesenkt worden.

Um die Strahlendosis für Patient, Untersucher und Katheterlaborpersonal so gering wie möglich zu halten, sollte die Durchleuchtungszeit möglichst kurz sein. Da die Strahlendosis mit  $\frac{1}{r^2}$  abnimmt, sollten Untersucher und Katheterlaborpersonal so weit wie nur möglich von der Röntgenröhre entfernt sein. Um die Streustrahlung so gering wie möglich zu halten, sollte der Patient möglichst nahe am Bildverstärker liegen.

Eine Optimierung der Untersuchungstechnik bedeutet

1. möglichst zügiges Arbeiten,
2. sparsamer Einsatz von Röntgenstrahlung,
3. möglichst hohe Röhrenspannung,

4. möglichst geringer Fokus - Bildverstärkerabstand (*FFA*),
5. ein Einsatz von Streustrahlenraster,
6. ein Einsatz von Filtern.

Je höher aber die Röhrenspannung ist, desto schlechter ist der Kontrast (siehe Kapitel 3.1.6). Der Kardiologe braucht eine gewisse Routine, um die Aufnahmen interpretieren zu können. Laut KBV<sup>1</sup>-Richtlinien sollte mindestens eine Spannung von 70 kV angelegt werden.

Moderne Geräte haben einen *Last Image Hold* bzw. *Last Image Run*. Das bedeutet, daß das letzte Röntgenbild als Standbild auf dem Monitor bleibt (*Last Image Hold*) bzw. die letzte aufgenommene Sequenz (auch *Run* genannt) auf dem Monitor abgespielt wird.

Gerade während der Diagnosefindung braucht der Kardiologe deshalb nur wenig Röntgenstrahlung und Kontrastmittel, weil er sich die letzte Sequenz ohne Einsatz von Röntgenstrahlung und Kontrastmittel so oft er möchte anschauen kann.

Die Bildverstärkereingangsdosisleistung ist bei modernen Geräten auf  $0,6 \mu \text{ Gy s}^{-1}$  reguliert. Aufgrund der eingebauten Dosisleistung-Abstand-Kompensation (*ADR* = Automatische **D**istanz **R**egelung) wird die Dosisleistung konstant gehalten, beispielsweise entspricht die Dosisleistung der Nutzstrahlung im Abstand 30 cm vor dem Bildverstärker immer  $0,3 \text{ Gy min}^{-1}$ .

Moderne Geräte haben einen sogenannten *High-Level-Mode*. Dies bedeutet, daß die Einfalldosisleistung den Wert  $0,087 \text{ Gy min}^{-1}$  überschreiben darf, wenn dazu ein zusätzlicher Schalter betätigt werden muß und eine akustische oder optische Anzeige dieser Betriebsweise vorhanden ist [187].

---

<sup>1</sup>Kassenärztliche Bundesvereinigung

# Anhang B

## Koordinatensysteme

Die rekonstruierten dreidimensionalen Koronargefäße werden während der Simulation auf den Monitoren abgebildet. Die Transformationsprozesse, die für die Szenenansicht notwendig sind, entsprechen denen beim Photographieren (Kameraanalogie).

Die Abbildung der Koronargefäße auf dem Bildverstärker erfolgt nach dem inversen Prinzip der biplanen Rekonstruktion (vergleiche auch Kapitel 3.14).

Der Aufbau erfolgt in mehreren Schritten:

1. Die Objekte werden im Raum mit einer *Modelltransformation* plazierte.
2. Die Position des C-Bogens (und damit des Bildverstärkers) wird mit einer *Ansichtstransformation* in Bezug auf die Objekte festgelegt.
3. Die Kameraparameter werden in der *Projektionstransformation* beschrieben.
4. Die Vergrößerung des Bildverstärkers wird mit der *Viewport-Transformation* definiert.

### B.0.1 Modelltransformation

Der Patient (und damit die Koronargefäße) kann beliebig im Katheterlabor plazierte sein. Durch Verschiebung (Translation) und Drehung (Rotation) wird er auf den Untersuchungstisch so gelegt, daß die Sicht auf die Koronararterien optimal ist.

Unter Umständen muß man den Patienten auch skalieren, wenn seine Daten in einem anderen Maßsystem vorliegen.

Wenn man während der Intervention die Lage des Patienten durch eine Tischbewegung verändert (oder der Patient bewegt sich), ist dies auch eine Modelltransformation.

### B.0.2 Ansichtstransformation

Wenn der Patient plazierte ist, kann man über die Bewegung des C-Bogens die Koronargefäße aus verschiedenen Richtungen betrachten. Man kann den C-Bogen um den Patienten rotieren und man kann den Abstand Fokus - Bildverstärker variieren.

### B.0.3 Projektionstransformation

Die Röntgenstrahlen gehen von der (als punktförmig angenommenen) Quelle in alle Richtungen. Somit hat man bei der Röntgenprojektion eine *perspektivische* Projektion (auch *Zentralprojektion* genannt).

### B.0.4 Viewport-Transformation

Der Bildverstärker hat in der Regel ein eigenes, lokales Koordinatensystem. In der Informatik wird die linke obere Ecke als Nullpunkt definiert. Die X-Achse verläuft von links nach rechts, die Y-Achse von oben nach unten (entgegengesetzt der mathematischen Notation).

Um die von der Projektionsmatrix erzeugten Bildpunkte an das Monitorkoordinatensystem anzupassen, muß man die Viewporttransformation durchführen. Neben dem Verschieben und dem Spiegeln der Koordinaten muß man in der Regel auch eine Skalierung durchführen, da der Bildverstärker die Projektion vergrößert.

## B.1 Koordinatentransformation

Jedes Objekt hat ein eigenes internes Koordinatensystem. Damit man die verschiedenen Objekte und Abbildungsgeräte zueinander in einen sinnvollen Zusammenhang stellen kann, definiert man wie schon bei der Rekonstruktion ein Raumkoordinatensystem, welches man in das Isozentrum des C-Bogens (der C-Bögen) legt.

Deshalb muß man eine *Koordinatentransformation* durchführen. Die bedeutet, daß man ein Objekt in einem anderen Koordinatensystem darstellt. Das Objekt selbst ändert sich dabei nicht, nur das beschreibende Koordinatensystem ist ein anderes.

Das neue Koordinatensystem kann gegenüber dem alten verschoben und/oder verdreht sein. Es kann auch eine neue Maßeinheit besitzen.

### B.1.1 Translation

Eine Translation ist eine lineare Verschiebung eines Objektes. Das bedeutet, daß der Punkt  $\vec{P}$  in den Punkt  $\vec{P}_{verschoben}$  verschoben wird, indem man zu jeder Koordinate einen Verschiebungswert addiert  $\vec{P}_{verschoben} = \vec{P} + \vec{t}$ .

### B.1.2 Rotation

Wenn man ein Objekt in einem Koordinatensystem rotiert, bedeutet dies, daß das Objekt um den Ursprung des Koordinatensystems um einen Winkel  $\phi$  rotiert. Jede Rotation im Koordinatensystem kann man aus Rotationen um die drei Raumachsen zusammensetzen.

Wenn man das Objekt nicht um den Koordinatenursprung rotieren möchte, muß man den gewünschten Drehpunkt zunächst in den Koordinatenursprung verschieben, dann die Rotations durchführen, und anschließend wird das Objekt wieder zurückverschoben.

### Rotation um die x-Achse

$$\begin{pmatrix} x_{gedreht} \\ y_{gedreht} \\ z_{gedreht} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

### Rotation um die y-Achse

$$\begin{pmatrix} x_{gedreht} \\ y_{gedreht} \\ z_{gedreht} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \varphi & 0 & \sin \varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \varphi & 0 & \cos \varphi \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

### Rotation um die z-Achse

$$\begin{pmatrix} x_{gedreht} \\ y_{gedreht} \\ z_{gedreht} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi & 0 \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

## B.1.3 Skalierung

Das Objekt kann in alle drei Achsenrichtungen (unterschiedlich) skaliert werden. Ist der Betrag der Skalierung größer als eins, liegt eine *Vergrößerung* vor, liegt der Betrag zwischen null und eins, eine *Verkleinerung* und bei einer negativen Skalierung hat man daneben noch eine *Spiegelung*.

Die allgemeine Transformationsmatrix für die Skalierung lautet:

$$\begin{pmatrix} x_{skaliert} \\ y_{skaliert} \\ z_{skaliert} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & s_z \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

## B.1.4 Verkettung von Transformationen

In der Regel reicht für die Positionierung eines Objektes nicht eine Transformation, sondern man muß verschiedene Transformationen hintereinander durchführen.

Wenn man ein Objekt beispielsweise zuerst um die X-Achse rotieren, anschließend um die Z-Achse und ganz zum Schluß noch skalieren möchte, führt man die einzelnen Schritte hintereinander aus.

Anstelle der drei Einzelschritte kann man die Matrizen zu einer *Gesamttransformationmatrix* verketteten.

$$\mathcal{M}_{gesamt} = \mathcal{M}_{Skalierung} * \mathcal{M}_{RotationZ-Achse} * \mathcal{M}_{RotationX-Achse}$$

Alle Transformationsschritte sind in dieser Gesamttransformationsmatrix enthalten. Mit dieser Matrix kann man den Punkt  $\vec{P}$  transformieren.

$$\vec{P}_{transformiert} = \mathcal{M}_{gesamt} * \vec{P}$$

Die Reihenfolge der Einzelmatriizen ist extrem wichtig, weil die Multiplikation von Matrizen nicht kommutativ ist.

## B.2 Homogene Koordinaten

Bei der Verkettung von Matrizen fällt auf, daß man die Translation, die ja ein Vektor ist, nicht in der Gesamttransformationsmatrix aufnehmen kann. Dies würde bedeuten, daß man bei einem komplexen Aufbau nicht eine Gesamttransformationsmatrix erhielte.

Um die Transformation auch in der Gesamttransformationsmatrix aufnehmen zu können, erweitert man das 3D-Koordinatensystem um eine vierte Komponente, der sogenannten *homogenen Komponente*. Dadurch erhält man einen vier-dimensionalen Raum.

$$\vec{P} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \Rightarrow \vec{P}_{homogen} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ w \end{pmatrix}$$

Die Lage des Punktes wird durch die ersten drei Komponenten bestimmt.

Die ersten drei Komponenten entsprechen den bekannten Raumkoordinaten der drei Raumrichtungen, der vierten Komponente kommt keine unmittelbare Bedeutung für die *Lage* des Punktes zu. Das Verhältnis der Raumkoordinaten zueinander wird durch die vierte Komponente ausgedrückt.

*Richtungsvektoren* besitzen keine homogene Koordinate, weil bei der Subtraktion zweier Ortsvektoren die homogene Koordinate auf Null gesetzt wird.

Um aus den homogenen Koordinaten die bekannten Raumkoordinaten zu erhalten, muß man durch die vierte Komponente teilen:

$$\vec{P}_{homogen} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ w \end{pmatrix} \Rightarrow \vec{P} = \begin{pmatrix} x/w \\ y/w \\ z/w \end{pmatrix}$$

Die homogene Koordinate wird meistens auf eins gesetzt.

Dadurch definieren sich die Transformationsmatrizen neu:

### Transformation

$$\begin{pmatrix} x_{verschoben} \\ y_{verschoben} \\ z_{verschoben} \\ w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & \delta x \\ 0 & 0 & 0 & \delta y \\ 0 & 0 & 0 & \delta z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ w \end{pmatrix}$$



**Rotation um die x-Achse**

$$\begin{pmatrix} x_{\text{gedreht}} \\ y_{\text{gedreht}} \\ z_{\text{gedreht}} \\ w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ w \end{pmatrix}$$

**Rotation um die y-Achse**

$$\begin{pmatrix} x_{\text{gedreht}} \\ y_{\text{gedreht}} \\ z_{\text{gedreht}} \\ w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \varphi & 0 & \sin \varphi & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \varphi & 0 & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ w \end{pmatrix}$$

**Rotation um die z-Achse**

$$\begin{pmatrix} x_{\text{gedreht}} \\ y_{\text{gedreht}} \\ z_{\text{gedreht}} \\ w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi & 0 & 0 \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ w \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} x_{\text{skaliert}} \\ y_{\text{skaliert}} \\ z_{\text{skaliert}} \\ w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & s_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ w \end{pmatrix}$$



# Literaturverzeichnis

- [1] Persönliche Gespräche mit Flugkapitän Manfred Müller, Assistant General Manager, Flight Operations Inspection, Safty Pilot
- [2] Bundesamt für Statistik, 2001
- [3] *Lexikon der Physik* 1. Auflage, Springer-Verlag (2000)
- [4] Kassenärztliche Bundesvereinigung: *Neue Qualitätssicherungsvereinbarung zur invasiven und interventionellen Kardiologie* Deutsches Ärzteblatt 38 (1999), S. A2384-A2388
- [5] *In 20 Sekunden ist alles vorbei - schnellster Computertomograph im Rheinland* Zentrum für nicht-invasive Herz- und Gefäßdiagnostik am Krankenhaus Köln Porz am Rhein <http://www.kardiomr.de/methoden/risikogruppe03.htm>
- [6] *Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie* AWMF-Leitlinien-Register Nr. 019/005 <http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/AWMF/ll/ikard005.htm>
- [7] Quality of Care and Outcomes Research in CVD: *Measuring and improving quality of care. A report from the American Heart Association/American College of Cardiology First Scientific Forum on Assessment of Healthcare Quality in Cardiovascular Disease and Stroke* Circulation 101 (2000), S. 1483-1493
- [8] Achenbach S., Becker C., Schmermund A., Voigtländer T.: *Früherkennung der koronaren Herzerkrankung ohne Katheter* Expertengespräch am 6. August 2002 (2002) <http://www.herzstiftung.de/pdf/Expertengespraech.pdf>
- [9] Adams D.F., Abrams H.L.: *Complications of coronary arteriography* Cardiovascular Radiology 2 (1979), S. 89-96
- [10] Ahlberg G., Heikkinen T., Iselius L., Leijonmarck C.-E., Rutqvist J., Arvidsson D.: *Does training in a virtual reality simulator improve surgical performance* Surgical Endoscopy 16 (2002), S. 126-129
- [11] Alderliesten T., Konings M., Niessen W.J.: *Simulation of Guide Wire Propagation for Minimally Invasive Vascular Interventions* MICCAI 2002, Tokyo, Japan (2002), S. 245-252

- [12] Aloisio G., DePaolis L., Provenzano L., Cafaro M.: *Coronary Stent Implant Simulation using Haptic Interface: Problems and Solutions* Proceedings of SCI2002 13 (2002), S. 570-573
- [13] Ambrose J.A., Almeida O.D., Sharma S.K., Torre S.R., Marmur J.D., Israel D.H., Ratner D.E., Weiss M.B., Hjemdahl-Monsen C.E., Myler R.K., Moses J., Unterecker W.J., Greenwald A.M., Garrett J.S., Cowley M.J., Anner A., Sobolski J.: *Adjunctive thrombolytic therapy during angioplasty for ischemic rest angina. Results of the TAUSA trial* Circulation 90, (1994), S. 69-77
- [14] Anderson J.H., Raghavan R., Wang Y.P., Mullick R., Chui C.K.: *daVinci - a vascular catheterization simulator* Journal of Vascular and Interventional Radiology 8 (1997), S. 261
- [15] Anderson J.H., Chui C.K., Cai Y.Y., Wang Y.P., Li Z.R., Eng M., Ma X., Nowinski W.L., Solaiyappam M., Murphy K., Gailloud P., Venbrux A.: *Virtual reality training in interventional radiology: the Johns Hopkins and Kent Ridge Digital Laboratory experience* Seminars in Interventional Radiology 19 (2002), S. 179-185
- [16] Atalar E., Bottomley P.A., Ocali O., Correia L.C.L., Kelemen M.D., Lima J.A.C., Zerhouni E.A.: *High resolution intravascular MRI and MRS by using a catheter receiver coil* Magnetic Resonance in Medicine 36 (1996), S. 596-605
- [17] Auer D.P., Auer L.M.: *Virtual Endoscopy - A New Toll for Teaching and Training in Neuroimaging* International Journal of Neuroradiology 4 (1998), S. 3-14
- [18] Ayanian J.Z., Landrum M.B., Normand S.-L.T., Guadagnoli E., McNeil B.J.: *Rating the Appropriateness of Coronary Angiography - Do Practicing Physicians Agree With an Expert Panel and with each Other?* New England Journal of Medicine 338 (1998), S. 1896-1904
- [19] Baim D.S., Ho K.L., Popma J.J., Senerchia C., Kuntz R.E.: *Acute results of directional coronary atherectomy in the balloon versus optimal atherectomy trial* Coronary Artery Disease 7 (1996), S. 290-293
- [20] Barba J., Fenster P., Suardiaz M., Wong K.K., Herrold E.M., Kenet R.O., Borer J.S.: *3D Arterial Traces from Biplane Projections* Medical Imaging, SPIE 767 (1987), S. 441-448
- [21] Barth K., Koch R., Marhoff P.: *Fast Automatic Recognition and 3D Reconstruction of the Coronary Tree from DSA-Projection Pairs* Progress in Angiocardiography, Heintzen PH, Bürsch JH (1988), S. 193-200
- [22] Barth R., Beier E., Pahnke B.: *Grafikprogrammierung mit OpenGL* Addison-Wesley (Deutschland) (1996)

- [23] Becker C.R., Schöpf U.J., Brüning R., Reiser M.F.: *Erste Erfahrungen mit dme Somatom Plus 4 Volume Zoom Mehrzeilendetektor CT* Elektromedica 67 (1999), S. 53-55
- [24] Becker C.R., Ohnesorge B., Flohr T., Schöpf U.J., Kopp A.F., Brüning R., Reiser M.F.: *Untersuchung der Koronararterien mit dem Mehrschicht-Spiral CT* Elektromedica 67 (1999), S. 107-110
- [25] Becker C.R.: *Koronare Atherosklerose im CT* 82. Deutscher Röntgenkongress Wiesbaden (2001), WS 1.3, <http://www.drg.de/refresh2001/ws1.htm>
- [26] Block E.F.J., Lottenberg L., Flint L., Jakobsen J., Liebnitzky D.: *Use of a Human Patient Simulator for the Advanced Trauma Life Support Course* The American Surgeon 68 (2002), S. 648-651
- [27] Bolz A., Urbaszek W.: *Technik in der Kardiologie* 1. Auflage, Springer-Verlag (2002)
- [28] Breithardt G.: *Wildwuchs nicht bewiesen* Deutsches Ärzteblatt 97 (2000), S. A-147
- [29] Bühring P.: *Vorsorgungsforschung forcieren* Deutsches Ärzteblatt 97 (2000), S. A1281-A1282
- [30] Campeau L.: *Percutaneous radial approach for coronary angiography* Catheterization and Cardiovascular Diagnosis 16 (1989), S. 3
- [31] Chen S.-Y. J., Carroll J.D.: *Dynamic Reconstruction of 3D Coronary Arterial Trees Based on a Sequence of Biplane Angiograms* SPIE 3034 (1997), S. 358-368
- [32] Chen S.-Y. J., Metz C.E.: *Improved determination of biplane imaging geometry from two projection images and its application to three-dimensional reconstruction of coronary arterial tree* Medical Physics 24 (1997), S. 633-654
- [33] Chen S.-Y. J., Carroll J.D.: *Computer Assisted Coronary Intervention by Use of On-line 3D Reconstructions and Optimal View Strategy* Lecture Notes in Computer Science 1496 (1998), S. 377-385
- [34] Chen S.-Y. J., Hoffmann K.R., Carroll J.D.: *Three-dimensional reconstruction of coronary arterial tree based on biplane angiograms* SPIE 2710 (1996), S. 103-112
- [35] Cheng T.O.: *Influence of Learning Curve on the Success of Transradial Coronary Angioplasty* Catheterization and Cardiovascular Diagnosis 45 (1998), S. 215-216

- [36] Chui C.K., Wang Y.P., Cai Y.Y., Lim H.L., Ooi Y.T. and Mak K.H.: *ICard: An interventional cardiology simulator for percutaneous coronary revascularisation* CARS 1998 Tokyo, Japan (1998), S. 24-27
- [37] Chui C.K., Anderson J.H., Murphy K., Venbrux A., Ma X., Wang Z., Gailloud P., Cai Y., Nowinski W.L.: *Trainings and Planning of interventional Neuroradiology Procedures* Medicine Meets Virtual Reality 85 (2002), S. 96-102
- [38] Chui C.K., Anderson J.H., Nowinski W.L.: *A Simulation System to Design and Evaluate Patient-specific Interventional Radiology Medical Devices* Business Briefing: Medical Device Manufacturing and Technology (2002) Reference Section  
<http://www.bbriefings.com/businessbriefing/pdf/mdev2002/reference/3.pdf>
- [39] Colt H.G., Crawford S.W., Galbraith O.: *Virtual Reality Bronchoscopy Simulation* CHEST 120 (2001), S. 1333-1339
- [40] Cotin S., Delingette H., Ayache N.: *Real Time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation* Visualization in Biomedical Computing (1996), S. 535-540
- [41] Cotin S., Dawson S.L., Meglan D., Shaffer D.W., Ferrell M.A., Bardsley R.S., Morgan F.M., Nagano T., Nikom J., Sherman P., Waltermann M.T., Wendlandt J.: *ICTS, an Interventional Cardiology Training System* Medicine Meets Virtual Reality 2000 (2000), S. 59-65
- [42] Cournand A.: *Cardiac catheterization. Development of the technique, its contributions to experimental medicine, and its initial application in man* Acta Medica Scandinavica Supplementum 576 (1975), S. 3
- [43] Datta V., Mandalia M., Mackay S., Darzi A.: *The PreOp flexible sigmoidoscopy trainer* Surgical Endoscopy 16 (2002), S. 1459-1463
- [44] Dawson S.L., Cotin S., Meglan D., Shaffer D.W., Ferrell M.A.: *Designing a Computer-Based Simulator for Interventional Cardiology Training* Catheterization and Cardiovascular Interventions 51 (2000), S. 522-527
- [45] Denson J.S., Abrahamson S.: *A computer-controlled patient simulator* JAMA 208 (1969), S. 504-508
- [46] Dodge H.T., Sandler H., Ballew D.W., Lord J.D.: *The Use of Biplane Angiocardiography for the Measurement of Left Ventricular Volume in Man* American Heart Journal 60 (1960), S. 762-774
- [47] van Domburg R.T., Foley D.P., Breeman A., van Herwerden L.A., Serruys P.W.: *Coronary artery bypass graft surgery and percutaneous transluminal coronary angioplasty. Twenty-year clinical outcome* European Heart Journal 23 (2002), S. 543-549

- [48] Doriot P.A., Rasoamanambelo L., Pochon Y., Rutishauser W.: *Measurement of the Degree of Coronary Stenosis Using Digital Densitometry* Computer in Cardiology (1981), S. 91-94
- [49] Dössel O.: *Bildgebende Verfahren in der Medizin* Springer Verlag, Heidelberg (2000)
- [50] Dussaillant G.R., Mintz G.S., Popma J.J., Kent K.M., Pichard A.D., Satler L.F., Leon M.: *Intravascular ultrasound, directional coronary atherectomy, and the Optimal Atherectomy Restenosis Study* Coronary Artery Disease 7 (1996), S. 294-298
- [51] Erbel R., Engel H.J., Kübler W., Meinertz T., Neuhaus K.L., Sauer G., Strauer B.E., Bonzel T., Ewen K.: *Richtlinien der interventionellen Koronartherapie* Zeitschrift für Kardiologie 86 (1997), S. 1040-1063
- [52] Erbel R., Fischer A.: *Flexible Unterstützung: Metallische Biowerkstoffe für koronare Stents* Essener Unikate 13 (2000) S. 94-111
- [53] Faller A.: *Der Körper des Menschen - Einführung in Bau und Funktion* Georg Thieme Verlag (1999)
- [54] Fayad Z.A., Fuster V., Fallon J.T., Jayasundera T., Worthley S.G., Helft G., Aguinaldo J.G., Badimon J.J., Sharma S.K.: *Noninvasive in vivo human coronary artery lumen and wall imaging using black-blood magnetic resonance imaging* Circulation 102 (2000), S. 506-510
- [55] Ferretti G.R., Vining D.J., Knoplich J., Couloumb M.: *Tracheobronchial Tree: Three-Dimensional Spiral CT with Bronchoscopic Perspective* Journal of Computer Assisted Tomography 20 (1996), S. 777-781
- [56] Fischer F., Wunderlich W., Morguet A.J., Arntz H.-R., Horstkotte D., Schultheiss H.-P.: *Stenosequantifizierung und Projektionsbewertung - eine Online-Realisierung im Katheterlabor* Biomedizinische Technik 43, Ergänzungsband 1 (1998), S. 364-365
- [57] Fischer F., Wunderlich W., Morguet A.J., Arntz A.J., Horstkotte D., Schultheiss H.-P.: *Validation of Online Cardiac 3-D Localization Using Isocenter-Based Bi-plane Radiography and Instrumental Rotational Image Alignment* Computer in Cardiology 25 (1998), S. 433-436
- [58] Forßmann W.: *Die Sondierung des rechten Herzens* Klinische Wochenzeitschrift 8 (1929), S. 2085
- [59] Gobbetti E., Pili P., Zorcolo A., Tuberi M.: *Interactive Virtual Angiography* Proceedings IEEE Visualization (1998), S. 435-438

- [60] Goldberg S.L., Rensio R., Sinow R., French W.J.: *Learning Curve in the Use of Radial Artery as Vascular Access in the Performance of Percutaneous Transluminal Coronary Angioplast Catheterization and Cardiovascular Diagnosis* 44 (1998), S. 147-152
- [61] Graebig K., Viethen G.: *Qualitäts-Terminologie Gesundheitswesen* PMI Verlagsgesellschaft mbH, Frankfurt (1996)
- [62] Gray H.H., Swanton R.H., Schofield P.M., Murray R.G., Brooksby I., Venn G.E., Perrins J., deBelder M., Smith L.D.R., Hall R.J.C., Cumberland D.C.: *Coronary angioplasty: guidelines for good practice and training* Heart 83 (2000), S. 224-235
- [63] Grube C., Volk S., Zausig Y., Graf B.M.: *Changing Culture - Simulatortraining als Mittel zur erhöhten Patientensicherheit* Anaesthesist 50 (2001), S. 358-362
- [64] Hahn D., Kenn W., Wittenberg G., Krause U., Schultz G., Pabst T.: *Nichtinvasive Gefäßdiagnostik* Deutsches Ärzteblatt 39 (1997), S. C1910-C1915
- [65] Haken H., Wolf H.C.: *Atom- und Quantenphysik* 5. Auflage, Springer-Verlag (1993)
- [66] Hall P.M., Ngan M., Andreae P.: *Reconstruction of Blood Vessel Networks from X-Ray Projections and a Vascular Catalogue* 4th European Conference on Computer Vision, Cambridge UK (1996), S. 293-303
- [67] Hamm C.W., Bösenberg H., Brennecke R., Daschner F., Dziekan G., Erbel R., Ewen K., Geffers C., Hausdorf G., Kelm M., Rüden H., Sauer G., Strauer B.: *Leitlinien zur Einrichtung und zum Betreiben von Herzkatheterräumen (1. Neufassung)* Zeitschrift für Kardiologie 90 (2001), S. 367-376
- [68] Hannan E.L.: *The Relation Between Volume and Outcome in Health Care* New England Journal of Medicine 340 (1999), S. 1677-1679
- [69] Hatsukami T.W., Ross R., Polissar N.L., Yuan C.: *visualization of fibrous cap thickness and rupture in human atherosclerotic carotid plaque in vivo with high-resolution magnetic resonance imaging* Circulation 102 (2000), S. 959-964
- [70] Helmreich G., Gradauer L., Schmid P.: *Dauer und Komplikationen bei der diagnostischen Koronarangiographie via A. radialis* Journal für Kardiologie 10-11 (1999), S. 545-549
- [71] Hemingway H., Crook A.M., Feder G., Banerjee S., Dawson J.R., Magee P., Philpott S., Sanders J., Wood A., Timmis A.: *Underuse of coronary revascularization procedures in patients considered appropriate candidates for revascularization* New England Journal of Medicine 344 (2001), S. 645-654



- [72] Heublein B., Rohde R., Kaese V., Niemeyer M., Hartung W., Haverich A.: *Bio-corrosion of magnesium alloys: a new principle in cardiovascular implant technology?* Heart 89 (1993) S. 651-656
- [73] Ho V.: *Lerning and the evolution of medical technologies: the diffusion of coronary angioplasty* Journal of Health Economics 21 (2002), S. 873-885
- [74] Jakobs T.F., Becker C.R., Wintersperger B.J., Herzog P., Ohnesorge B., Flohr T., Knez A., Reiser M.F.: *CT-Angiographie der Koronararterien mit einem 16-Mehrzeilen-Spiral-CT: Einfluß der räumlichen Auflösung auf die Bildqualität* Der Radiologe 42 (2002), S. 733-738
- [75] Johnson L.W., Loznor E.C., Johnson S., Krone R., Pichard A.D., Vetrovec G.W., Noto T.J.: *Coronary Arteriography 1984-1987: A Report of the Registry of the Society for Cardiac Angiography and Interventions. I. Results and Complications* Catheterization and Cardiovascular Diagnosis 17 (1989), S. 5-10
- [76] Johnson L.W., Krone R.: *Cardiac Catheterization 1991: A Report of the Registry of the Society for Cardiac Angiography and Interventions* Catheterization and Cardiovascular Diagnosis 28 (1993), S. 219-220
- [77] Jung F., Bach R., Scheller B., Schmitt R.M., Spitzer S., Heidmann D.: *Kontrastmittelfluß in Koronarkathetern: Untersuchung zur Strukturqualität in der interventionellen Kardiologie* Biomedizinische Technik 40 (1995), S. 2-8
- [78] Kaltenbach M., Spahn F.: *Koronarographische Nomenklatur und Typologie der Koronararterien des Menschen* Zeitschrift für Kardiologie 64 (1975), S. 193-202
- [79] Karsch K.R., Haase K.K., Mauser M., Völker W., Ickrath O., Seipel L.: *Perkutane transluminale coronare Eximer Laser Angioplastie* Zeitschrift für Kardiologie 78 (1989), S. 27
- [80] Kastrati A., Neumann F.-J., Schömig A.: *Operator Volume and Outcome of patients Undergoing Coronary Stent Placement* Journal of the American College of Cardiology 32 (1998), S. 970-976
- [81] Kaufmann J., Moglia R., Lacy C., Dinerstein C., Moreyra A.: *Peripheral vascular complications from percutaneous transluminal coronary angioplasty: a comparison with transfemoral cardiac catheterization* American Journal of the Medical Sciences 297 (1989), S. 222-225
- [82] Kiemeneij F., Laarman G.J.: *Percutaneous transradial artery approach for coronary stent implantation* Catheterization and Cardiovascular Diagnosis 30 (1993), S. 173
- [83] Kiemeneij F., Laarman G.J., Melker E.: *Percutaneous radial artery entry for coronary angioplasty* European Heart Journal 14 (1993), S. 289

- [84] Klose K.J.: *Radiologiescript* Meizinisches Zentrum für Radiologie <http://online-media.uni-marburg.de/radiologie/index.htm>
- [85] Kohn L.T., Corrigan J.M., Donaldson M.S.: *To Err Is Human: Building a Safer Health System* Washington DC, National Academy Press (2000)
- [86] Köster R., Hamm C.W., Terres W., Koschyk D.H., REimers JU., Kähler J., Meintertz T.: *Tanzeitresultate der Laser Angioplastie von In-Stent-Restenosen* Zeitschrift für Kardiologie 87 (1998), S. 257
- [87] van de Kraats E.B.: *Real Time Simulation of Catheter Motion and Deformation in Endovascular Interventions* Master' Thesis Image Sciences Institute, University Medical Center (UMC) (2000)
- [88] Kramer C.M.: *Kardiovaskuläre MRT: Wenn sich Gegenwart und Zukunft im Heute treffen* elctromedica 69 (2001), S. 120-125
- [89] Kukuk M., Geiger B.: *Registration of real and virtual endoscopy - a model and image based approach* Medicine Meets Virtual Reality 2000 (2000), S. 168-174
- [90] Lampotang J., Good M.L., van Meurs W.L., Carovano R.G., Gravenstein J.S.: *Concepts and terminology of anesthesia simulation* Journal of Anesthesia 9 (1995), S. 1-3
- [91] Lang K.: *Indikationen zur diagnostischen Herzkatheter-Untersuchung* [http://www.schwalm-eder-kliniken.de/schwalmstadt/medizinischeklinik/indi...](http://www.schwalm-eder-kliniken.de/schwalmstadt/medizinischeklinik/indikation_herzkatheter/sld001.htm)  
...kation\_herzkatheter/sld001.htm
- [92] Langen T.: *Ausbreitung von Kontrastmittel in Koronararterien und deren grafische Darstellung* Diplomarbeit am Lehrstuhl für Informatik V, Universität Mannheim (2002)
- [93] Lardo A., McVeigh E.R., Jumrussirikul P., et al.: *Visualization and temporal/spatial characterization of cardiac radiofrequency ablation lesions using magnetic resonance imaging* Circulation 102 (2000), S. 698-705
- [94] Leiter J., Wenzel G.: *Managed Care in Deutschland: Ansätze für eine Neuorientierung im ambulanten Sektor* Facharzt Praxis 10 (1996), S. 4-9
- [95] Li Z., Chui C.K., Cai Y., Anderson J.H., Nowinski W.L.: *Interactive Catheter Shape Modeling in Interventional Radiology Simulation* MICCAI 2001, Utrecht NL (2001), S. 457-464
- [96] Lindsay jr. J., Pinnow E.E., Pichard A.D.: *Benchmarking operator performance in percutaneous coronary intervention: A novel approach using 30-day events* Cathet Cardiovasc Intervent 52 (2001), S. 139-145

- [97] Liu I., Sun Y.: *Fully automated reconstruction of three-dimensional vascular tree structures from two orthogonal views using computational algorithms and production rules* Optical Engineering 31 (1992), S. 2197-2206
- [98] Louvard Y., Lefèvre T., Moric M.-C.: *Radial Approach: What about the learning curve?* Catheterization and Cardiovascular Diagnosis 42 (1997), S. 467-468
- [99] Louvard Y., Pezzano M., Scheers L., Koukoui F., Marien C., Benaim R., Goy P., Lardoux H.: *Coronargraphie par voie radiale. Faisabilité, courbe d'apprentissage* Archives des Maladies du Cœur et des Vaissaux (1998), S. 209-215
- [100] Lüscher T.F., Noll G., Candinas R., Jenni R., Yang Z.: *Vorlesung Pathophysiologie SS 1999, Block Kardiologie* Universitätsspital Zürich und Kardiovaskuläre Forschung, Institut für Physiologie, Universität Zürich-Irchel, Schweiz (1999)
- [101] Ma X., Chui C.K., Wang Y.P., Ang M.H., Cai Y.Y.: *Force feedback mechanism for haptic interfacing device in computer simulator for interventional procedure CARS 1999*, Paris F (1999), S. 1-6
- [102] MacDonald J., Ketchum J., Williams R.G., Rogers L.Q.: *A lay person vs a trained endoscopist: Can the PreOp Simulator detect a difference?* Surgical Endoscopy 17 (2002), S. 896-898
- [103] MacKay S.A., Potel M.J., Rubin J.M.: *Graphics Methods for Tracking Heart Wall Motion* Computers and Biomedical Research 15 (1982), S. 455-473
- [104] Mannebach H., Hamm C., Horstkotte D.: *15. Bericht über die Leistungszahlen der Herzkatheterlabors in der Bundesrepublik Deutschland* Zeitschrift für Kardiologie 89 (2000), S. 55-61
- [105] Mannebach H., Hamm C., Horstkotte D.: *18. Bericht über die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland* Zeitschrift für Kardiologie 91 (2002), S. 956-968
- [106] Markant M., Bonzel T., Strupp G., Vogt A.: *Qualitätssicherung bei PTCA: Interne Evaluierung von Komplikationen im Klinikum Fulda nach externer Datenerfassung durch die ALKK 24. Herbsttagung der DGK in Münster (2000) Posterbeitrag*
- [107] Marro B., Galanaud D., Valery C.A., Zouaoui A., Biondi A., Casasco A., Sahel M., Marsault C.: *Intracranial Aneurysm: Inner View and Neck Identification with CT Angiography Virtual Endoscopy* Journal of Computer Assisted Tomography 21 (1997), S. 587-589

- [108] Mastrangelo M.J., Adreales G., McKinlay R., George I., Witzke W., Plymale M., Witzke D., Donnelly M., Stich J., Nichols M., Park A.: *Inclusion of 3-D Computed Tomography Rendering and Immersive VR in a Third Year Medical Student Surgery Curriculum* Medicine Meets Virtual Reality 11 (2003), S. 199-203
- [109] McCormick B.J., Marone G.: *Medical Simulation Training* Endovascular Today January/February (2003), S. 27-29
- [110] McGrath P.K., Wennberg D.E., Malenka D.J., Kellett M.A., Ryan T.J., O'Meara J.R., Bradley W.A., Heame M.J., Hettleman B., Robb J.: *Operator Volume and Outcomes in 12988 Percutaneous Coronary Interventions* Journal of the American College of Cardiology 31 (1998), S. 570-576
- [111] Meharwal Z.S., Trehan N.: *Vascular complications of intra-aortic balloon insertion in patients undergoing coronary revascularization: analysis of 911 cases* European Journal of Cardio-thoracic Surgery 21 (2002), S. 741-747
- [112] Meyer-Waarden K.: *Skript zur Vorlesung Biomedizinische Meßtechnik II* Karlsruhe (1998)
- [113] Moore K.: *A Brief History of Aircraft Flight Simulation*  
<http://www.bleep.demon.co.uk/SimHist1.html>
- [114] Mori K., Seki Y., Hasegawa J.I., Toriwaki J.I., Anno H., Katada K.: *A method for shape deformation of organ and its application to virtualized endoscope system* Computer Assisted Radiology and Surgery (1997), S. 189-194
- [115] Morneburg H.: *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik* Publicis MCD Verlag, Erlangen (1995)
- [116] Mühlberger V., Greil V., Stühlinger W., Pachinger O.: *Todesfallanalyse 2 Jahre nach invasiven kardiologischen Eingriffen in Innsbruck im Jahr 1998 mit Hilfe eines „Record-Linkage“-Verfahrens zur „Statistik Österreich“* Herz 26 (2001), S. 495-500
- [117] Muniyandi M., Cotin S., Srinivasan M., Dawson S.: *Real-Time PC based X-ray Simulation for Interventional Radiology Training* Medicine Meets Virtual Reality 11 (2003), S. 233-239
- [118] Nayar S.K., Murase H.: *Parametric Appearance Representation* Early Visual Learning, Oxford University Press (1996), S. 131-160
- [119] Nene S.A., Nayar S.K., Murase H.: *Software Library for Appearance Matching (SLAM)* Proceedings of ARPA Image Understanding Workshop Monterey, November 1994

- [120] Nichols A.B., Smith R., Berke A.D., Shlofmitz R.A., Powers E.R.: *Importance of Balloon Size in Coronary Angioplasty* Journal of the American College of Cardiology 13 (1989), S. 1094-1100
- [121] Nowinski W.L., Chui C.K.: *Simulation of Interventional Neuroradiology Procedures* Proc. Medical Imaging and Augmented Reality MIAR2001, Hong Kong (2001), S. 87-94
- [122] Ost D., DeRosiers A., Britt J., Fein A.M., Lesser M.L., Mehta A.C.: *Assesment of a Bronchoscopy Simulator* American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine 164 (2001), S. 2248-2255
- [123] Park S.-J., Shim W.H., Ho D.S., Raizner A.E., Park S.-W., Hong M.-K., Lee C.W., Choi D., Jang Y., Lam R., Weissman N.J., Mintz G.S.: *A Paclitaxel-Elutin Stent for the Prevention of Coronary Restenosis* New England Journal of Medicine 348 (2003), S. 1537-1545
- [124] Parker D.L., Pope D.L., White K.S., Tarbox L.R., Marshall H.W.: *Three-Dimensional Reconstruction of Vascular Bes* Information Processing in Medical Imagin, Bacharach SL (ed), Nijhoff (1986), S. 414-430
- [125] Parker D.J., Gray H.H., Balcon R., Birkhead J.S., Boyle R.M., Parsons L., Rothman M.T., Shaw T.R.D.: *Planning for coronary angioplasty: guidelines for training and continuing competence* Heart 75 (1996), S. 419-425
- [126] Petersen J.: *Coro3D: Interaktives 3D-Lernprogramm für die Kardiologie* Comet Medizintechnik
- [127] Post J.C., von Rossum A.C., Bronzwaer J.G. et al: *Magnetic Resonance angiography of anomalous coronary arteries: a new gold standard for delineating the proximal course?* Circulation 92 (1995) S. 3163-3172
- [128] Porstmann W. *Ein neuer Korsett-Ballonkatheter zur transluminalen Rekanalisation nach Dotter unter besonderer Berücksichtigung von Obliterationen an den Beckenarterien* Radiologia diagnostica 14 (1973) S. 239-244
- [129] Rensing B.J.W.M., Vos J.A., Smits P.C., Foley D.P., van den Brand M.J., van der Giessen W.J., de Feijter P.J., Serruys P.W.: *Coronary restenosis elimination with a sirolimus eluting stent; First European human experience with 6-month angiographic and intravascular ultrasonic follow-up* European Heart Journal 22 (2001), S. 2125-2130
- [130] Riener R., Burgkart R., Merzendorfer R., Frey M., Proell T., Regenfelder F., Lusczak E.: *VOR - VR-Trainingssystem für die Orthopädie* Statustagung Virtuelle und Erweiterte Realität (VR-AR), Leipzig (2002)

- [131] Ritchie J.L., Maynard C., Chapko M.K., Every N.R., Martin D.C.: *Association Between Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty Volumes and Outcomes in the Healthcare Cost and Utilization Project 1993-1994* Journal of the American College of Cardiology 83 (1999), S. 493-497
- [132] Rowe R., Cohen R.A.: *An Evaluation of a Virtual Reality Airway Simulator* Anesthesia And Analgesia 95 (2002), S. 62-66
- [133] Ruygrok P.N., Melkert R., Morel M.-A.M., Ormiston J.A., Baer F.W., Fernandez-Aviles F., Suryapranata H., Dawkins K.D., Hanet C., Serruys P.W.: *Does Angiography Six Months After Coronary Intervention Influence Management and Outcome?* Journal of the American College of Cardiology 34 (1999), S. 1507-1511
- [134] Ryan T.J., Klocke F.J., Reynolds W.A.: *Clinical competence in percutaneous transluminal coronary angioplasty: a statement for physicians for the ACP/ACC/AHA Task Force on Clinical Privileges in Cardiology* Journal of the American College of Cardiology 15 (1990) S. 1469-1474
- [135] Ryan T.H., Baumann W.B., Kennedy J.W., Kereiakes D.J., King S.B., Mc Callister B.D., Smith S.C., Ulliyot B.J.: *Guidelines for percutaneous transluminal coronary angioplasty* Circulation (1993), S. 2987-3007
- [136] Sakurai I.: *Coronary artery spasm and vascular biology* Acta Pathologica Japonica 41 (1991), S. 865-873
- [137] Sans S., Kesteloot H., Kromhout D.: *The burden of cardiovascular diseases mortality in Europe. Task Force of the European Society of Cardiology on Cardiovascular Mortality and Morbidity Statistics in Europe* European Heart Journal 18 (1997), S. 1231-1248
- [138] Schijven M., Jakimowicz J.: *Construct Validity: Experts and novices performing on the Xitact LS500 laparoscopy simulator* Surgical Endoscopy 17 (2002), S. 803-810
- [139] Schindler T.H., Magosaki N., Jeserich M., Krause T., Fischer R., Moser E., Nitzsche E., Just H., Solzbach U.: *Neue Entwicklungen in der Diagnostik der koronaren Herzerkrankungen - 3D Fusionsbild* Zeitschrift für Kardiologie 89 (2000), S. 338-348
- [140] Schneider J.E., Mann T., Cubeddu M.G., Arrowood M.E.: *Transradial coronary stenting: A United States experience* Journal of Invasive Cardiology 9 (1997), S. 569-574
- [141] Schmid M.R., Hany T.F., Knesplova L., Schlumpf R., Debatin J.F.: *3D MR gastrography: exoscopic and endoscopic analysis of the stomach* European Radiology 9 (1999), S. 73-77

- [142] Schröder R., Abel J., Sievert H., Friedmann A., Kaltenbach M., Kober G.: *Koronararteriographie mit einem plasmaisotonen Röntgenkontrastmittel: Auswirkungen auf EKG, Blutdruck und Koronardurchblutung* Zeitschrift für Kardiologie 78 (1989), S. 33-40
- [143] Schröter J.: *Intelligence Data*  
[http://www.theorie-der-medien.de/JS/texte/INTELLIGENCE\\_DATA\\_07\\_08\\_01/intelligence\\_data\\_07.08.01.html](http://www.theorie-der-medien.de/JS/texte/INTELLIGENCE_DATA_07_08_01/intelligence_data_07.08.01.html)
- [144] Sechtem U.: *Magnetresonanztomographie in der Kardiologie* Zeitschrift für Kardiologie 88 (1999), S. 55-61
- [145] Seifert K.H.: *Optimierung röntgendiagnostischer Verfahren*  
[www.uni-saarland.de/verwalt/kwt/f-magazin/1-2002/4.pdf](http://www.uni-saarland.de/verwalt/kwt/f-magazin/1-2002/4.pdf)
- [146] Serra L., Hern N., Choon C.B., Poston T.: *Interactive Vessel Tracing in Volume Data* ACM Symposium on Interactive 3D Graphics (1997), S. 131-137
- [147] Silber S.: *Qualitätssicherung in der Kardiologie: Deutschland* Herz 21 (1996), S. 273-282
- [148] Silber S.: *NMR - Grundzüge der Kernspintomographie in der Kardiologie* Kardiovaskuläre Nuklearmedizin, Ecomed Verlag Landsberg (1997), S. 347-364
- [149] Silber S.: *Qualitätssicherung in der Kardiologie: Deutschland* Herz 21 (1997), S. 273-283
- [150] Silber S., Albrecht A., Göhring, Kaltenbach M., Kneissel D., Kokott N., Levenson B., Mathey D., Pöhler E., Reifart N., Sauer G., Schofer J., Schwarzbach F.: *Erster Jahresbericht niedergelassener Invasivkardiologen in Deutschland - Ergebnisse für diagnostische Linksherzkatheteruntersuchungen und Koronarinterventionen 1996* Herz 1 (1998), S. 47-57
- [151] Silber S.: *Restenose und intrakoronare Bestrahlung* "Aktuelle Trends in der invasiven Kardiologie 1998", AKA-Verlag Berling (1998), S. 101-100
- [152] Silber S.: *Intrakoronare Brachytherapie nach PTCA: aktueller klinischer Stand* Deutsche medizinische Wochenschrift 124 (1999), S. 1491-1495
- [153] Silber S., Levenson B., Schröder R., Kaltenbach M.: *Zweiter und dritter Jahresbericht des BNK zur Qualitätssicherung in der Invasivkardiologie* Herz 25 (2000), S. 143-150
- [154] Silber S.: *Koronarinterventionen: Was gibt es Neues?* Kardiologie Assistenz 12 (2000), S. 10-13

- [155] Silber S.: *10 Jahre arterielle Verschußsysteme: Eine kritische Analyse ihrer Anwendung nach PTCA* Zeitschrift für Kardiologie 89 (2000), S. 383-389
- [156] Silber S.: *Notwendigkeit neuer nichtinvasiver diagnostischer Verfahren zur Beurteilung der Koronararterienwand* Aktuelle Trends in der invasiven Kardiologie, AKA-Verlag, Berlin (2000), S. 84-102
- [157] Silber S.: *2. Bericht über die Mengenzunahme diagnostischer und interventioneller Herzkatheter im krankenhausärztlichen Bereich in Deutschland 1990-1999* Herz 26 (2001), S. 161-165
- [158] Simpson J.B.; Selmon M.R., Robertson G.C., Cipriano P.R., Hayden W.G., Johnson D.E., Fogarty T.J.: *Transluminal atherectomy for occlusive peripheral vascular disease* American Journal of Cardiology 61 (1988), S. 96G
- [159] Shaffer D.W., Dawson S.L., Meglan D., Cotin S., Ferrell M., Norbash A., Muller J.: *Design principles for the use of simulation as an aid in interventional cardiology training* Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies 10 (2001), S. 75-82
- [160] Shunk K.Q., Garot J., Atalar E., Lima J.A.: *Transesophageal imaging of the aortic arch and descending thoracic aorta in patients with aortic atherosclerosis* Journal of the American College of Cardiology 37 (2001), S. 2126-2130
- [161] Smets C., Suetens P., Oosterlink A., van de Werf F.: *A Knowledge-Based System for the Labeling of the Coronary Arteries* CARS 1989 (1989), S. 322-326
- [162] Solzbach U., Oser U., Rombach M., Wollschläger H., Just H.: *Optimum Angiographic Visualization of Coronary Segments Using Computer-Aided 3D-Reconstruction from Biplane Views* Computers And Biomedical Research 27 (1994), S. 178-198
- [163] Strotzer M., Völk M., Feuerbach S.: *Experimentelle Untersuchungen und erste klinische Erfahrungen mit einem Flachbilddetektor in der Radiographie* Elektromedica 67 (1999), S. 47-52
- [164] Sun Y., Bergerson E.: *Automated 3D Reconstruction of Tree-Like Structures from Two Orthogonal Views* International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE press (1988) S. 1296-1299
- [165] Tan G.M., Ti L.K., Suresh S., Ho B.S., Lee T.L.: *Teaching First-Year medical Students Physiology: Does the Human Patient Simulator Allow for More Effective Teaching* Singapore Med Journal 43 (2002), S. 238-242
- [166] Thiemann D.R., Coresh J., Oetgen W.J., Neil R.P.: *The Association Between Hospital Volume and Survival After Acute Myocardial Infarction in Elderly Patients* New England Journal of Medicine 340 (1999), S. 1640-1648



- [167] Topol E.J., Leya F., Pinkerton C.A., Whitlow P.L., Höfling B., Simonton C.A., Masden R.R., Serruys P.W., Leon M.B., Williams D.D., King S.B., Mark D.B., Ismer J.M., Homes D.R., Ellis S.G., Lee K.L., Keeler G.P., Berdan L.G., Hinchahara F., Califf R.A.: *A comparison of directional atherectomy with coronary angioplasty in patients with coronary artery disease* New England Journal of Medicine 329 (1993), S. 221-227
- [168] Toussaint J.F., LaMuraglia G.M., Southern J.F., Fuster V., Kantor H.L.: *Magnetic resonance images lipid, fibrous calcified, hemorrhagic and thrombotic components of human atherosclerosis in vivo* Circulation 94 (1994), S. 932-938
- [169] Tunstall-Pedoe H.: *Contribution of trends in survival and coronary-event rates to changes in coronary heart disease mortality: 10-year results from 37 WHO MONICA Project populations* The Lancet 353 (1999), S. 1547-1557
- [170] Ueltschi G., Lang J., Gaschen L., Kaser B.: *Vorlesung Allgemeine Radiologie* Version 3 (2000)  
[www.vetmed.unibe.ch/studvet/download/year1/Skript\\_1JK\\_Allgemeine\\_...Radiologie\\_020401.pdf](http://www.vetmed.unibe.ch/studvet/download/year1/Skript_1JK_Allgemeine_...Radiologie_020401.pdf)
- [171] Vincent C., Neale G., Woloshynowych M.: *Adverse events in British hospitals: preliminary retrospective record review* BMJ 322 (2001), S. 517-519
- [172] Vining D.J., Gelfand D.W., Bechthold R.E., Scharling, Grishaw, Shifrin: *Technical feasibility of colon imaging with helical CT and virtual reality* American Journal of Roentgenology 162 (1994), S. 104
- [173] Wahle A.: *Präzise dreidimensionale Rekonstruktion von Gefäßsystemen aus biplanen angiographischen Projektionen und deren klinische Anwendung* VDI Verlag Düsseldorf (1997)
- [174] van Walsum T., Zuiderveld K., Chin-A-Woeng J.W.C., Eikelboom B.C., Viergever M.A.: *CT-based Simulation of Fluoroscopy and DSA for Endovascular Surgery Training* CVRMed-MRCAS Grenoble (1997), S. 273-282
- [175] Wang Y., Chui C.K., Lim H., Cai Y., Mak K.: *Real-Time Interactive Simulator for Percutaneous Coronary Revascularization Procedures* Computer Aided Surgery 3 (1998), S. 211-227
- [176] Watt A., Watt M.: *Advanced Animation and Rendering Techniques* Addison-Wesley (New York) (1992)
- [177] Webb G., Norcliffe A., Cannings P., Sharkey P., Roberts D.: *Virtual Reality and Interactive 3D as Effective Tools for Medical Training* Medicine Meets Virtual Reality 11 (2003), S. 392-394

- [178] Wiley J.M., White C.J., Uretsky B.F.: *Noncoronary Complications of Coronary Intervention* Catheterization and Cardiovascular Interventions 57 (2002), S. 257-265
- [179] Wilson R.M., Runciman W.B., Gibberd R.W., Harrison B.T., Newby L., Hamilton J.D.: *The quality in Australian health care study* Medical Journal of Australia 163 (1995), S. 458-471
- [180] Wollschläger H., Lee P., Zeiher A., Solzbach U., Bonzel T., Just H.: *Derivation of Spatial Information from Biplane Multidirectional Coronary Angiograms* Medical Progr. Technology, Nijhoff 11 (1986), S 57-63
- [181] Wollschläger H., Lee P., Q. Zeiher, U. Solzbach, T. Bonzel, H.J. Just: *Mathematical tools for spatial computations with biplane isocentric X-ray equipment* Biomedizinische Technik 31 (1986), S. 101-116
- [182] Wunderlich W., Fischer F., Röhrig B., Arntz H.-R., Horstkotte D., Schultheiss H.-P.: *Genauigkeit und Präzision der analytischen Kalibrierung bei quantitativer Koronarangiographie* Biomedizinische Technik 42, Ergänzungsband 2 (1997), S. 453-454
- [183] Wunderlich W., Fischer F., Arntz H.-R., Horras N., Schwimmbeck P., Morguet A.J., Schultheiss H.-P.: *Unterstützung der primären Stentimplantation durch angiographische Längenmessung*
- [184] Wunderlich W., Fischer F., Arntz H.-R., Behrens S., Schultheiss H.-P., Morguet A.J.: *3D-Lokalisation kardialer Strukturen in Echtzeit* Biomedizinische Technik 45 (2000), S. 82-89
- [185] Yang X., Atalar E.: *Intravascular MR imaging-guided ballon angioplasty with an MR imaging guide wire: fesaibility study in rabbits* Radiology 217 (2000), S. 501-506
- [186] Zorcolo A., Gobbetti E., Pili P., Tuberi M.: *Catheter Insertion Simulation with Combined Visual and Haptic Feedback* PURS'99 (1999), S. 21-22

## Internetadressen (Stand August 2003):

- [187] <http://ikrweb.uni-muenster.de/aqs/>
- [188] [http://www.angioclinic.de/therapie/rota\\_angiopl.html](http://www.angioclinic.de/therapie/rota_angiopl.html)
- [189] <http://www.devonmedical.de/Geschichte/Geschichte%2001.htm>
- [190] [http://www.hzvkd.de/Patienten/patienten\\_hku.htm](http://www.hzvkd.de/Patienten/patienten_hku.htm)
- [191] <http://www.herzzentrum.de/content/kardio/intlkar.htm>
- [192] [http://www.i2r.a-star.edu.sg/bil/IRsimulator\\_NeuroCath.htm](http://www.i2r.a-star.edu.sg/bil/IRsimulator_NeuroCath.htm)
- [193] <http://www.immersion.com/>
- [194] <http://www.immersion.com/medical/products/endovascular/>
- [195] <http://www.laerdal.com/simman/default.htm>
- [196] <http://www.lbk-hh.de/orga/pressemit/pm110601.htm>
- [197] [http://www.m-ww.de/krankheiten/herz\\_kreislauf\\_erkrankungen/herzinfarkt.html](http://www.m-ww.de/krankheiten/herz_kreislauf_erkrankungen/herzinfarkt.html)
- [198] <http://www.medicalsim.org/icts.htm>
- [199] [http://www.medizin.uni-essen.de/cardio/invasive\\_diagnostik.html](http://www.medizin.uni-essen.de/cardio/invasive_diagnostik.html)
- [200] <http://www.medizinfo.com/kardio/bypass.htm>
- [201] [www.medsim.com](http://www.medsim.com)
- [202] <http://www.medsimulation.com/>
- [203] <http://www.mentice.com/>
- [204] [www.meti.com/hps.html](http://www.meti.com/hps.html)
- [205] [http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)
- [206] [www.open-gl.de](http://www.open-gl.de)
- [207] <http://www.select-it.de/>
- [208] <http://www.simbionix.com/>
- [209] <http://www.volumegraphics.com/products/vgl/>
- [210] <http://www.vrmagic.de/>
- [211] <http://www.xitact.com/>
- [212] <http://www1.cs.columbia.edu/CAVE/research/softlib/slam.html>

## Eigene Veröffentlichungen:

Höfer U., Langen T., Nziki J., Schmid O., Zeitler F., Hesser J., Voelker W., Männer R.: *CathI - catheter instruction system* CARS 2002, Paris France (2002), S. 26-29

Kornmesser U., Hesser J., Voelker W., Männer R.: *CathI - Training on virtual patients for catheter interventions* Biomedizinische Technik 47 (2002), S. 121-123

Kornmesser U., Voelker W., Hesser J., Männer R.: *CathI - ein virtuelles Trainingssystem für PTCA* 26. Herbsttagung der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie – Herz- und Kreislaufforschung, Magdeburg (2002), Posterbeitrag

Kornmesser U., Coburger J., Schütz M., Mönk S., Hesser J., Voelker W.: *CathI - A new training concept in interventional cardiology* SESAM 2003, April 2003, London (2003)

Rebholz P., Kornmesser U., Hesser J.: *Cathi - From Patient Data Generation to Cardiological Training Systems* MMVR 12, Newport Beach USA (2004), S. 313-315

# Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denen bedanken, die mich bei der Durchführung meiner Dissertation unterstützt haben:

Ganz herzlich möchte ich Prof. Dr. Reinhard Männer danken, daß er mir die Möglichkeit geboten hat, diese Arbeit am Institut für computerunterstützte Medizin der Universität Mannheim durchzuführen.

Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer Dr. Jürgen Hesser, der immer, wenn ich ihn brauchte, für mich da war und mir bei Papers und Anträgen sehr viel geholfen und auch die Entwicklung der Eingabegeräte aus seinem Budget (mit)finanziert hat. Die wissenschaftlichen (und nicht wissenschaftliche) Diskussionen mit ihm haben zu vielen produktiven Denkanstößen geführt. Obendrein hat er meine Arbeit mindestens drei mal durchgelesen (und immer wieder etwas gefunden).

Darüber hinaus ein herzliches Dankeschön an meine Arbeitsgruppe für ein prima Arbeitsklima und daß immer, wenn Not am Mann war (besonders vor Messen und Präsentationen), sie mich tatkräftig unterstützt haben (und anschließend froh waren, daß ich weg war).

Besondere Erwähnung verdient die Universitätsklinik Würzburg, allen voran Prof. Dr. Wolfram Voelker und Jan Coburger, die das Projekt von medizinischer Seite her unterstützt haben. Und dem gesamten Katheterlaborpersonal, welches immer wieder eine Spritze oder Drähte für mich entbehrt und mir auch geduldig meine Fragen beantwortet hat.

Ein besonderer Dank gilt meinem Mann Klaus Kornmesser, der neben seelischem Beistand mir auch immer bei programmiertechnischen Schwierigkeiten zur Seite stand (ich habe eine Klasse A, von der ist die Klasse B abgeleitet, ...). Obendrein war er maßgeblich bei der Entwicklung und Verwirklichung der verschiedenen KEKS-Generationen beteiligt.

Weiterhin möchte ich mich bei allen meinen Korrekturlesern bedanken, namentlich bei Frau Humberg (die vergeblich versucht hat, diese Arbeit in Richtung neue Rechtschreibung zu korrigieren).

Meinen Eltern sei an dieser Stelle gedankt, daß sie mir die Gelegenheit geboten haben, diese Arbeit zu schreiben und ebenfalls mehrfach nach Fehlern gesucht haben. Weiterhin danke ich auch meiner Schwester, die nach wie vor immer noch felsenfest von meiner Genialität überzeugt ist.